

**RÖNTGENKINEMATOGRAPHIE DER
NIERENARTERIEN:
STRÖMUNGSGESCHWINDIGKEIT –
DURCHBLUTUNG –
STRÖMUNGSWIDERSTAND**

Bernhard Mayr

1976



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Klinik und Poliklinik für Radiologie der
Universität München

Direktor: Professor Dr. med. J. Lissner
und aus dem Institut für Strahlenhygiene des
Bundesgesundheitsamtes

Leiter: Erster Direktor und Professor Dr. med. F.E. Stieve

RÖNTGENKINEMATOGRAPHIE DER NIERENARTERIEN :
STRÖMUNGSGESCHWINDIGKEIT - DURCHBLUTUNG -
STRÖMUNGSWIDERSTAND

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Bernhard Mayr

aus

München

Jahr

1976

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches Medizin
der Universität München.

Berichterstatter: Prof. Dr. med. F. E. Stieve

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. J. Lissner

Dekan: Prof. Dr. med. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 24.2.1976



INHALTSVERZEICHNIS

Seite

1. Einleitung

2. Hauptteil

A. Entstehung des Buchs

1. Lage des Buchs

2. Biographische Darstellung

3. Entstehung des Buchs

4. Topographische Darstellung

Meinen Eltern

5. Verhältnisse des Buchs

6. Entstehung des Buchs

7. Entstehung des Buchs

8. Entstehung des Buchs

B. Entstehung des Buchs

1. Lage

2. Biographische Darstellung

3. Entstehung des Buchs

4. Lage

5. Entstehung des Buchs

C. Entstehung des Buchs

1. Entstehung des Buchs

2. Entstehung des Buchs

3. Entstehung des Buchs

4. Entstehung

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
A. <u>EINLEITUNG</u>	1
B. <u>GRUNDLAGEN</u>	3
I. Anatomie der Niere	3
1. Lage der Nieren	3
2. Topographische Beziehungen	4
3. Makroskopischer Aufbau	4
4. Topographie der Nierenarterien	4
5. Variationen in der arteriellen Gefäßversorgung	5
6. Topographie des Nierenhilus	5
7. Intrarenal gelegene Nierenarterien	5
II. Hämodynamik der Aorta und der großen Gefäße	7
1. Physikalische Grundlagen	7
2. Strömung und Druck im Arterien-system	9
3. Hämodynamik der Nierenarterien	12
III. Röntgenologische Methoden zur Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit	15
1. Kontrastmittel	15
2. Betrachtungs- und Aufzeichnungs-geräte	16

IV. Technik der Röntgenkinematographie	17
1. Röntgenröhre	17
2. Bildverstärker	18
3. Röntgenkinokamera	19
4. Bildverstärker - Kinobetrieb	19
5. Belichtung	20
6. Filmmaterial	21
7. Entwicklung	21
8. Kopie	21
9. Auswertung	22
a) Cinedensitometrie	22
b) Zeichnerische Auswertung	23
c) Videodensitometrie	23
C. <u>M E T H O D I K</u>	25
I. Begründung der Methodik	25
II. Versuchsaufbau	27
1. Röntgenkinematographie	27
2. Technik der Arteriographie	29
3. Arterielle Blutdruckmessung	29
4. Technik der Injektion	30
5. Kontrastmittel	32
III. Bestimmung der Meßgrößen	33
1. Bestimmung des Weges	33
2. Bestimmung der Zeit	35
3. Bestimmung des intravasalen Druckes	36
IV. Versuchsdurchführung	36

	Seite
V. Auswertung	37
1. Auswertung am Bildschirm	37
2. Messung von Geschwindigkeit und Durchmesser	39
3. Berechnung der tatsächlichen Strecken	40
a) Vergrößerung auf dem Bildschirm	40
b) Projektion auf die Filmebene	45
D. <u>E R G E B N I S S E</u>	46
I. Patientengut	46
II. Strömungsgeschwindigkeiten	48
1. Nierenhauptarterien	52
2. Kleine Nierenarterien	56
III. Durchblutung	60
IV. Peripherer Widerstand	63
1. Nierenhauptarterien	63
2. Kleine Nierenarterien	65
E. <u>D I S K U S S I O N</u>	69
I. Grundlagen	69
1. Anatomisch bedingte Fehler- quellen	69
2. Physiologisch bedingte Fehler- quellen	70

II. Methodik	71
1. Begründung der Methodik	71
a) Zeichnerische Auswertung	71
b) Cinedensitometrische Auswertung	72
c) Erstellen einer Strömungsgeschwindigkeitskurve	74
2. Versuchsaufbau	75
a) Röntgenkinematographie	75
b) Technik der Injektion	76
c) Kontrastmittel	77
3. Versuchsdurchführung	79
4. Auswertung	83
a) Geschwindigkeitsmessung	83
b) Durchmesserbestimmung	84
III. Ergebnisse	87
1. Patientengut	87
2. Strömungsgeschwindigkeiten	88
3. Durchmesser	93
4. Durchblutung	93
5. Peripherer Widerstand	95
6. Vergleich mit dem cinedensitometrischen Verfahren nach Heuck	96
7. Vergleichende Untersuchungen mit elektromagnetischen Strömungsmessern	98
F. <u>Z U S A M M E N F A S S U N G</u>	99

G. T A B E L L E N

H. L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

I - XVII

E I N L E I T U N G

Die Nieren kontrollieren und regeln als Ausscheidungsorgane die Größe und Zusammensetzung der extrazellulären Flüssigkeit. Durch kontinuierliche Filtration des Blutes in den Glomerula wird der Primärharn gebildet, der in den Harnkanälchen zum großen Teil wieder rückresorbiert wird. Innerhalb von zwei Stunden wird ein Volumen filtriert, das etwa der Größe des Extrazellulärspaces oder 20 Prozent des Körpergewichtes entspricht. Diese große Filtrationsrate wird durch eine hohe Nierendurchblutung gewährleistet. Jede Veränderung in der Hämodynamik des Nierenkreislaufes, entweder hervorgerufen durch primäre Gefäßerkrankungen oder durch andere pathologische Prozesse im Bereich des Nierenparenchyms, hat demnach eine Funktionseinschränkung der Nieren zur Folge.

Während die heutige Labordiagnostik ausreichende Rückschlüsse auf die Gesamtfunktion der Niere erlaubt, können durch die radiologische Diagnostik Sitz und Ausdehnung der pathologischen Veränderungen bestimmt werden. Wichtige Hinweise auf die Morphologie normaler und pathologisch veränderter Gefäße gibt die Nierenangiographie. Sie erlaubt jedoch keine Beurteilung der hämodynamischen Verhältnisse im Nierengefäßbett, die auch durch andere Routinemethoden nicht ermöglicht wird.

Hier wurde der Versuch unternommen, den Nierenkreislauf am wachen Menschen zu untersuchen. Zur Beurteilung der Hämodynamik wurden mit Hilfe der Röntgenkinemato-

graphie die Strömungsgeschwindigkeit, die Durchblutung und der Strömungswiderstand bestimmt.

GRUNDLAGEN

I. Anatomie der Niere

1. Lage der Nieren

Die Nieren liegen beidseits der Wirbelsäule im retroperitonealen Bauchraum. In der Regel erstreckt sich die linke Niere von der 11. Rippe bis zum Unter-
rand des 2. Lendenwirbelkörpers, die rechte Niere von der 12. Rippe bis zum 3. Lendenwirbelkörper. Individuelle Schwankungen sind häufig. Durch die nach ventral vorspringende Wirbelsäule steht der mediale Rand der Niere weiter ventral als der laterale, so daß die Querachsen beider Nieren mit der Frontalebene einen Winkel von etwa 30° - 40° einschließen. Die Längsachsen beider Organe konvergieren nach kranial.

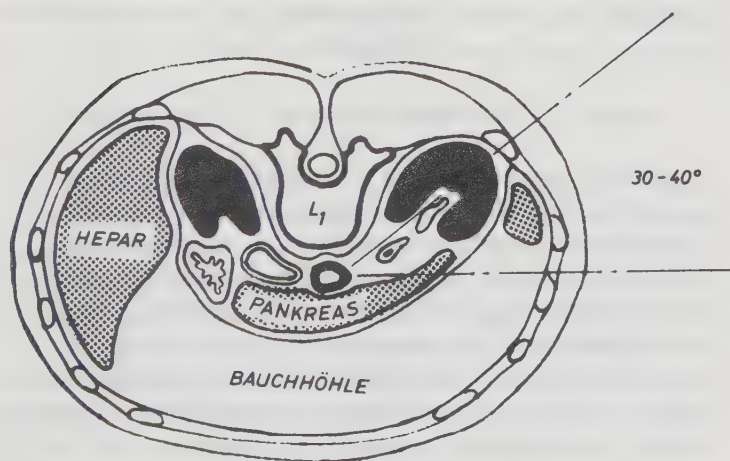


Abbildung 1: Horizontalschnitt durch das Abdomen in
Höhe des 1. Lendenwirbels

2. Topographische Beziehungen

Die hintere Fläche der Niere liegt dem Zwerchfell, dem M. quadratus lumborum und dem M. transversus abdominis an. Weitere Beziehungen der rechten Niere bestehen nach kranial zu Leber und Nebenniere, nach vorne zur rechten Kolonflexur und zum Duodenum. Die linke Niere grenzt kranial an Nebenniere und Magen, ventral an Milz, Pankreas und linke Kolonflexur.

3. Makroskopischer Aufbau

Die äußeren Bereiche der Niere werden von der Rindensubstanz eingenommen, nach innen zu liegt das Nierenmark. Während die Rinde eine zusammenhängende Schicht bildet, wird das Mark durch Rindenanteile, die als Columnae renales bis zum Sinus renalis ziehen, in Markkegel unterteilt. Die Spitzen der Kegel ragen als Nierenpapillen in das Nierenbecken vor.

4. Topographie der Nierenarterien

Gewöhnlich entspringt die A. renalis etwa rechtwinklig aus der Aorta meist in Höhe des 1. Lendenwirbelkörpers. Sie verläuft dann in einer schrägen Ebene, die mit der frontalen Ebene einen Winkel von 30° - 40° einschließt und parallel zur Körperlängsachse steht (22). Gefäßschlängelungen in dieser Ebene nach kranial oder kaudal sind häufig, jedoch werden nur selten Abweichungen aus dieser Ebene nach ventral oder dorsal festgestellt (22).

5. Variationen in der arteriellen Gefäßversorgung

Zusätzliche Nierenarterien, die direkt aus der Aorta entspringen, werden als akzessorische Nierenarterien bezeichnet. Nach Angaben aus der Literatur (4, 57) besteht diese Variation bei etwa 15 Prozent der Nieren (9% - 28%). Unter aberrierenden Nierenarterien versteht man Gefäße, die außerhalb des Nierensinus in das Parenchym eindringen, meist kranial oder kaudal davon, und bei etwa 30 Prozent der Nieren vorkommen.

6. Topographie des Nierenhilus

Die Verästelung der Nierengefäße beginnt meist 1 cm - 3 cm vor Erreichen des Hilus. Dort kommt es größtenteils nicht zu der lehrbuchmäßigen Anordnung Vene - Arterie - Ureter, sondern der Ureter wird von den Ästen der Nierengefäße ventral und dorsal umgeben. Die Variationsbreite der Gefäßaufzweigungen ist dabei erheblich.

7. Intrarenal gelegene Nierenarterien

Die Nierengefäße betreten als Aa. renales, oft schon in mehrere Äste geteilt, am Hilus das Organ. Die Verzweigungen dieser Gefäße verlaufen zwischen den Pyramiden als Aa. interlobares (Manche Autoren bezeichnen die Anfangsstrecke der Aa. interlobares als Aa. columnares.) meist parallel zur Organhauptebene bis an die Mark - Rindengrenze. In diesem Bereich bestehen häufige Gefäßabzweigungen in die Aa. arcuatae, die parallel zur Nierenoberfläche verlaufen. Von diesen ziehen die Aa. interlobulares senkrecht gegen die Organoberfläche. Aus ihnen entspringen jeweils zahlreiche Vasa afferentia, die in ein Glomerulum übergehen.

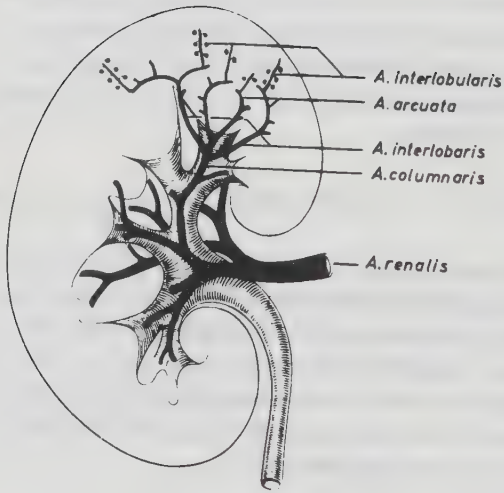


Abbildung 2: Aufzweigung der Nierenarterie
(nach BARTL)

II. Hämodynamik der Aorta und der großen Gefäße

1. Physikalische Grundlagen

Bei der arteriellen Blutströmung handelt es sich um eine Flüssigkeitsströmung in Röhren verschiedener Elastizität, bedingt durch unterschiedlichen Gefäßwandaufbau. Die Aortenwand enthält in ihrer Mediaschicht fast ausschließlich elastische Fasern und bekommt dadurch eine hohe Elastizität. Sie läßt systolisch - diastolische Durchmesserschwankungen bis zu 10% zu. Bei peripheren Arterien vom muskulären Typ wird die Media hauptsächlich von glatten Muskelfasern gebildet, die eine sehr geringe Dehnbarkeit besitzen. Dabei liegt die Durchmesseränderung innerhalb einer Herzaktion unter 1%.

Patel et al. (66, 67) haben an Hunden die relative Durchmesseränderung an Aorta und großen Gefäßen untersucht und folgende Werte für eine Druckänderung von 1 mm Hg angegeben: Aorta ascendens: 0,18%, Aorta abdominalis: 0,035, A. iliaca externa: 0,014.

Eine Beeinträchtigung der Elastizität aller arteriellen Gefäße entsteht zusätzlich durch die bereits im 25. Lebensjahr beginnende Arteriosklerose, die noch durch verschiedene Faktoren verstärkt werden kann. Für die physikalische Betrachtung kann die Blutströmung in der Nierenarterie auf Grund der geringen Gefäßelastizität einer Flüssigkeitsströmung in starren Röhren genähert werden:

In einem Rohr ist die Geschwindigkeit der einzelnen Flüssigkeitsteilchen je nach ihrem Abstand von der Rohrachse verschieden. Die über den Rohrquerschnitt gemittelte Geschwindigkeit wird hier als v bezeichnet. Unter der Stromstärke i versteht man das Verhältnis des durch einen Rohrquerschnitt strömenden Flüssigkeits-

volumens V zu der dazu benötigten Zeit t oder auch das Produkt aus der Strömungsgeschwindigkeit v und dem Rohrquerschnitt Q .

$$i = \frac{dV}{dt} ; \quad I = v \times Q ;$$

Weist das Rohr in seinem Verlauf Erweiterungen oder Verengerungen auf, so muß bei konstanter Stromstärke die Flüssigkeit am Ort größeren Querschnitts langsamer, am Ort kleineren Querschnitts schneller strömen (Kontinuitätsbedingung).

$$v_1 : v_2 = \frac{1}{Q_1} : \frac{1}{Q_2} ; \quad \text{oder} \quad v_1 : v_2 = Q_2 : Q_1 ;$$

Wenn daher zur Berechnung der Stromstärke in einem Rohr unterschiedlichen Querschnitts die Geschwindigkeit über einem bestimmten Abschnitt gemittelt wird, so muß auch über der gleichen Strecke der durchschnittliche Querschnitt berechnet werden.

Der Flüssigkeitsströmung wirkt immer ein Strömungswiderstand R entgegen. Er ergibt sich innerhalb eines Abschnittes als Quotient aus der Druckdifferenz über diesem Abschnitt und der Stromstärke.

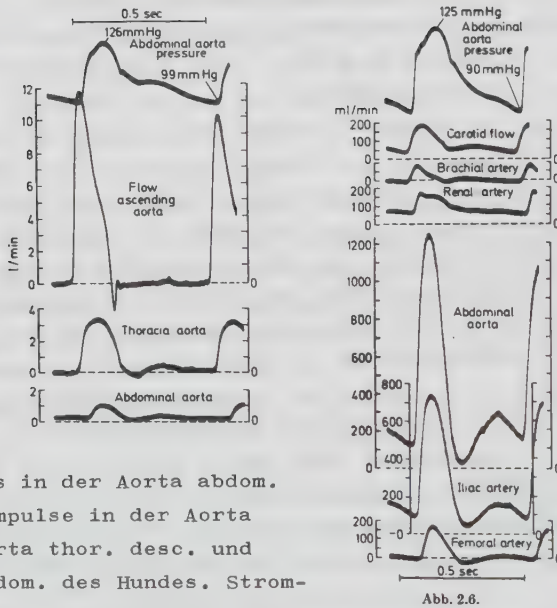
$$R = \frac{dP}{i} ;$$

Normalerweise herrscht in den Arterien eine laminare Strömung. Das Blut fließt parallel zur Gefäßwand in coaxialen zylindrischen Schichten. Je näher sich diese an der Gefäßachse befinden, desto größer ist die Geschwindigkeit. Für diesen Fall ist der Widerstand unabhängig von der Strömungsgeschwindigkeit und die Stromstärke dem Druckgefälle proportional (Poiseuille'sches

Gesetz, das strenggenommen nur für homogene Flüssigkeiten gilt). Eine Abflachung des Geschwindigkeitsprofils entsteht beim Blut durch korpuskuläre Anteile, die in der Gefäßmitte fließen, während randständige Bereiche vom Plasma eingenommen werden. Statt der laminaren Strömung herrscht eine turbulente Strömung, wenn die Reynold'sche Zahl über dem kritischen Wert liegt. Dabei entstehen in der strömenden Flüssigkeit Wirbel, wodurch das Geschwindigkeitsprofil abgeflacht wird. Der Widerstand nimmt mit steigender Strömungsgeschwindigkeit zu, so daß keine Proportionalität zwischen Stromstärke und Druckgefälle besteht. Bei normalem Kreislaufzustand kommt es nur in den herznahen Teilen der Aorta und in der A. pulmonalis sowie bei starker Anämie in weiter peripher gelegenen Gefäßen zu Turbulenzen. Kleine, unbedeutende Wirbel finden sich an den Abzweigungen größerer Gefäße aus der Aorta (95).

2. Strömung und Druck im Arteriensystem

Die Hämodynamik des arteriellen Systems hängt vom Füllungsdruck des Herzens, von der Herzleistung und von der Lumenweite der Gefäße ab. Der Druck in der Aorta ascendens steigt am Beginn jeder Austreibungsperiode gleichzeitig mit der Strömung steil an. Die Stromstärke erreicht ihr Maximum früher als der Druck. Danach sinkt er auf den endsystolischen Wert ab, während die Stromstärke auf Null abfällt. In der beginnenden Diastole sinkt der Aortendruck im wesentlichen gleichförmig ab bis zum Druckanstieg des nächsten Pulses. Die Stromstärke in der Diastole beträgt im wesentlichen Null.



Druckpuls in der Aorta abdom. und Strompulse in der Aorta asc., Aorta thor. desc. und Aorta abdom. des Hundes. Stromstärkeregistrierungen mit der elektromagnetischen Rechteckwellen-Methode. (Nach SPENCER und DENISON, 1963)

Druckpuls in der Aorta abdom. und Strompulse in der Carotis, A. brachialis, A. renalis, Aorta abdom., A. iliaca und A. femoralis des Hundes. (Nach SPENCER und DENISON, 1963)

Abbildung 3: Druck- und Strompuls in der Aorta und in großen Gefäßen
(aus E. WETTERER, Th. KENNER: Grundlagen der Dynamik des Arterienpulses. Springer, Berlin 1968)

Während der Systole ausgeworfenes Blut fließt z. T. mit der Pulswelle in die peripheren Gefäße ab, z. T. wird es im dehnbaren Windkessel der Aorta gespeichert. Dabei vergrößert sich der Aortendurchmesser um 4% - 10%. Durch die Elastizität der Aorta wird der Windkessel in der Diastole wieder entspeichert, wobei das Blut hauptsächlich in die viszerale Organe abfließt.

Während ihres Verlaufes vom Herzen in die Peripherie wird eine Pulswelle häufig reflektiert, z. T. an den kontinuierlich enger werdenden Gefäßen, z. T. an Gefäßaufzweigungen. Daraus ergibt sich eine große Menge räumlich und zeitlich verteilter, zum Herzen rückläufiger Wellenreflexionen, die dann wieder am Herzen reflektiert werden. Aus der Peripherie rückläufige Wellen überlagern sich mit den zentrifugalen Pulswellen zu mannigfachen Superpositionen. Dabei kommt es lokal zu einer Druckzunahme (durch Addition der Druckwellen), jedoch zu einer Strömungsverminderung (Differenz aus entgegengerichteten Strömungen). Ob es nur zu einer Verminderung der peripher gerichteten Strömung oder zu einem Rückstrom kommt, hängt von der Höhe der Grundströmung (Strömung am Ende der Diastole), dem peripheren Widerstand und der Amplitude der rechtläufigen Welle ab. Unter Ruhebedingungen tritt gewöhnlich nur in der Aorta thoracica ein Rückstrom auf. Jeder Einfluß, der die Grundströmung senkt, den Widerstand steigert und die Amplitude der Pulswelle vergrößert, kann zu einem Rückstrom in der A. femoralis, A. brachialis oder Aorta abdominalis führen. In viszerale Gefäßen läßt sich wegen der hohen Grundströmung kein Rückstrom nachweisen. Der diastolische Flow ist hier noch relativ hoch, z. B. beträgt er in der Nierenarterie 50% des systolischen Flow (71).

Der Druckabfall vom arteriellen zum venösen System vollzieht sich nicht gleichmäßig. Bis zu Arterien mit einem Durchmesser von 0,6 mm beträgt der Druckverlust nicht mehr als 6% - 9%. Erst im Bereich von kleinsten Arterien, Arteriolen, Kapillaren und Venolen erfolgt der stärkste Druckabfall, da hier die größte Abnahme des Einzelgefäßradius und die größte Zunahme des Gesamtgefäßquerschnittes auftreten. Im venösen System ist der Druckverlust wieder gering.

3. Hämodynamik der Nierenarterien

Die Nierenarterien erhalten etwa 20% - 25 % des Herzminutenvolumens, das heißt die Durchblutung einer gesunden Niere beträgt durchschnittlich 600 ml/min. Für 100 g Nierengewebe ergibt sich damit eine Versorgung mit 400 ml Blut pro Minute. Dieser hohe Durchblutungswert resultiert aus einer hohen Grundströmung und einem niedrigen peripheren Widerstand, die einen Rückstrom in der A. renalis verhindern. Der Strömungswiderstand in den Endverzweigungen der Nierengefäße kann erheblich zunehmen im Zusammenhang mit der Autoregulation der Nierendurchblutung, womit der Flow durch die Nierenarterie bei einem Blutdruck von 60 bis 200 mm Hg konstant gehalten werden kann. Jede Änderung im peripheren Widerstand, aber auch andere Faktoren wie die Grundströmung und die Länge der Nierenarterie modifizieren die Form der Flowkurve und damit auch die Beziehung von Druck und Flow in der A. renalis. Druck- und Durchblutungskurve können sich daher zum Teil weitgehend gleichen oder die Beziehung kann sich bis zum Verhältnis von Druck und Flow im einfachen Windkessel wandeln (95).

Das bedeutet, daß die grobe Form der Flowkurve aus der Druckkurve geschlossen werden kann. Die teilweise auftretende geringe Phasenverschiebung von Druck- und Strömungsmaximum fällt dabei nicht ins Gewicht (95).

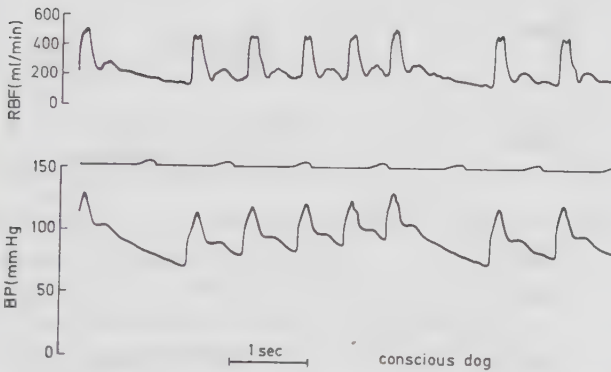


Abbildung 4: Am wachen Hund registrierte Flowkurve in einer Nierenarterie mit Druckaufzeichnung in der Aorta abdominalis (Nach WETTERER)

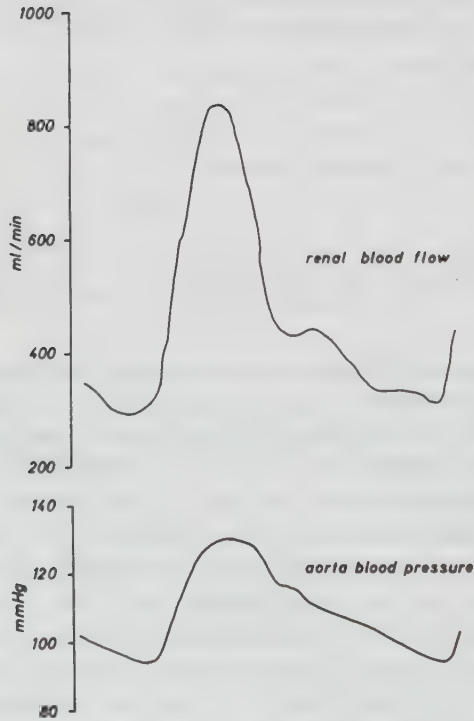


Abbildung 5: Stromstärke in einer Nierenarterie
mit Druckaufzeichnung in der Aorta
abdominalis während einer Herzaktion
am narkotisierten Menschen
(Nach THURAU)

Auf Grund der geringen Elastizität der Gefäßwand ändert sich der Durchmesser einer Nierenarterie während einer Herzaktion kaum. Gemäß der Formel $i = v \times Q$ oder $Q = \frac{i}{v}$; läßt sich zeigen, daß i (Flow) und v (Strömungsgeschwindigkeit) einander bei konstanter Querschnittsfläche proportional sind, das heißt bei jeder Flowänderung muß sich auch die Strömungsgeschwindigkeit gleichsinnig geändert haben, so daß die Form der Durchblutungskurve mit der Strömungsgeschwindigkeitskurve weitgehend identisch sein muß.

III. Röntgenologische Methoden zur Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit

Röntgenologische Methoden zur Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit benötigen

1. röntgenstrahlenabsorbierende Kontrastmittel, die in die strömende Flüssigkeit eingebracht und von dieser gleichmäßig mittransportiert werden,
2. Betrachtungs- und Aufzeichnungsgeräte, die den Verlauf des Kontrastmittels durch das Gefäß festhalten.

1. Kontrastmittel

Die Darstellung der Blutströmung mit Kontrastmitteln gelang im Jahre 1910 als ersten FRANK und AHVENS, als sie Wismutöl in die Femoralvene eines Tieres injizierten und den Fluß des Kontrastmittels unter Durchleuchtung beobachteten. Auch heute noch werden bei tierexperimentellen Versuchen zur angiographischen Beurteilung der Blutströmung ölige Kontrastmittel verwendet: z. B. untersuchte OHLSSON Strömungsvorgänge (65) am Herzen und an der Aorta mit Ethiodol und Lipiodol.

Ölige Kontrastmittel haben jedoch zwei wesentliche Nachteile: Zum ersten führen kleine Öltropfen im peripheren Organkreislauf in Arteriolen und Kapillaren zu disseminierten Embolien und verändern die Kreislaufsituation. Damit können konstante Versuchs- und Meßbedingungen nicht mehr aufrechterhalten werden. Embolien bedingen zusätzlich mehr oder weniger schwerwiegende Organschäden, weshalb die Anwendung dieser Kontrastmittel am Menschen nicht in Frage kommt. Zum zweiten scheint die Zuordnung eines als Kontrastpunkt abgebildeten Öltropfens zum Gefäßverlauf und zur Lage im Gefäßquerschnitt ohne gleichzeitige Gefäßdarstellung schwierig. Ähnliches gilt für die Verwendung von CO_2 -Gasblasen als negative Kontrastmittel. Diese Nachteile lassen sich durch wasserlösliche Kontrastmittel vermeiden. Jedoch wird bei Verwendung dieser Kontrastmittel die Spitze der Kontrastsäule weniger deutlich dargestellt.

2. Betrachtungs- und Aufzeichnungsgeräte

Erste quantitative Messungen von Blutstromgeschwindigkeiten wurden 1934 von HOMMA durchgeführt, als er unter Röntgendurchleuchtung die Zeit maß, die ein Kontrastöltropfen zum Durchlaufen einer festgesetzten Gefäßstrecke benötigte.

Zur Aufzeichnung des Kontrastmittelverlaufes wurden zunächst rasch aufeinanderfolgende Röntgenaufnahmen verwendet als sogenannte Schnellserienangiographie. Die Bildfrequenzen lagen bei etwa 1 Bild pro Sekunde. Heute gebräuchliche Geräte lassen eine Frequenz von 6 Bildern in der Sekunde zu, jedoch reichen diese Bilderzahlen für differenzierte Strömungsmessungen nicht aus. Die Röntgenkymographie wurde zuerst zur

Diagnose von Organ- und Gefäßpulsationen eingesetzt. DE SOUSA, GÜNTERT und ZIMMER haben sie als Angiokymographie zur Beurteilung von Strömungsgeschwindigkeiten verwendet.

Ausreichend hohe Bildfrequenzen für eine differenzierte Erfassung von Strömungsvorgängen und Geschwindigkeiten werden bei der Röntgenkinematographie erreicht. Mit der starken Verminderung der Bildgröße auf Kinoformat ist jedoch ein Verlust an Detaillierbarkeit verbunden. Als erste begannen JANKER und NAEGLI die Röntgenkinematographie zur Blutstromgeschwindigkeitsmessung einzusetzen. Die Untersuchungen beschränkten sich damals wegen der hohen Strahlenbelastung auf Tierversuche. Da das Bild eines normalen Leuchtschirmes gefilmt wurde, war eine hohe Röntgendosisleistung nötig, um eine ausreichende Leuchtdichte für den Film zu erzielen. Eine wesentliche Verminderung der Strahlenbelastung gelang erst durch Verwendung von Röntgenbildverstärkern. Sie erlaubten den routinemäßigen Einsatz der Röntgenkinematographie in der Klinik.

IV. Technik der Röntgenkinematographie

Die Röntgenkinematographie vom Ausgangsschirm des Bildverstärkers erfordert eine Reihe technischer Einrichtungen, an die bestimmte Anforderungen gestellt werden.

1. Röntgenröhre

Im Interesse einer ausreichenden Detaillierbarkeit muß die geometrische Unschärfe klein gehalten werden. Wegen des relativ geringen Fokus - Bildverstärkerab-

standes werden Röhren mit kleinem Brennfleck gewählt. Während kinematographischer Aufnahmen ist der Brennfleck großer Dauerbelastung ausgesetzt, weshalb Röhren mit großer Wärmekapazität verwendet werden.

2. Bildverstärker

Von der Röntgenröhre erzeugte und im Patienten nicht absorbierte Röntgenquanten werden zunächst im Eingangsleuchtschirm des Bildverstärkers in Lichtquanten umgesetzt. Im eigentlichen Bildverstärker wird über eine Photokathode die Lichtverteilung auf dem Leuchtstoffschirm in eine Verteilung von Photoelektronen umgewandelt. Diese werden dann durch ein elektrisches Feld beschleunigt und durch Elektronenlinsen auf dem Bildverstärkerausgangsleuchtschirm abgebildet. Dadurch läßt sich eine Steigerung der Leuchtdichte um das $10^3 - 10^4$ fache erreichen. Sie erlaubt wiederum eine Reduktion der Röntgendosisleistung bei der Durchleuchtung. Eine untere Grenze wird jedoch durch das Auftreten des Quantenrauschens gesetzt, das zu einer Bildverschlechterung führen kann. Das entstandene Bild wird dann vom Ausgangsschirm über eine Fernsehkette auf einen Monitor übertragen. Bei der Röntgenkinematographie wird 90 Prozent der Helligkeit des Bildverstärkerausgangsschirmes über eine Tandemoptik mit einem halbdurchlässigen Spiegel zur Filmkamera geleitet. Die am Spiegel nicht reflektierten Strahlen werden über die Fernsehkamera auf dem Monitor abgebildet. Damit kann jede Filmszene unter Monitorkontrolle aufgezeichnet werden.

3. Röntgenkinokamera

Für die Kinematographie werden gewöhnlich Kameras mit 16 mm oder 35 mm Format herangezogen. Bei den meisten Geräten kann zwischen einer Bildfrequenz von 5 - 60 Bildern in der Sekunde gewählt werden. Manche Kameras erreichen eine Höchstfrequenz von 200 Bildern pro Sekunde. Der Filmtransport in diesen Geräten erfolgt diskontinuierlich, wobei eine Transportphase (Dunkelsektor) und eine Belichtungsphase (Hellsektor) unterschieden werden. Durch eine rotierende Sektorenblende wird der Lichteinfall auf den Film in der Transportphase verhindert. Umschließt die Sektorenblende einen Winkel von 180° , so dauern Transport- und Belichtungsphase gleich lang. Für hämodynamische Untersuchungen ist meist eine zeitliche Zuordnung des einzelnen Filmbildes zur Herzaktion nötig. Dazu kann über eine Einspiegelungsvorrichtung das EKG auf der Tonspur des Filmes festgehalten werden.

4. Bildverstärker - Kinobetrieb

Das von der Röntgenröhre auf dem Bildverstärker erzeugte Bild kann nur während des Hellsektors zur Belichtung des Filmes verwendet werden. Röntgenstrahlung während des Dunkelsektors bleibt für den Film ungenützt. Ständig eingeschaltete Röntgendurchleuchtung bei kinematographischen Aufnahmen (sogeannter Durchlaufbetrieb) bedeutet deshalb für den Patienten eine beträchtliche, aber vermeidbare Strahlenbelastung. Sie ließ sich reduzieren durch Entwicklung des Impulsbetriebes. Dabei wird unter Steuerung der Kamerablende die Röntgenstrahlung während der Transportphase abgeschaltet. Als Be-

lichtungszeit für den Film genügt bereits ein Teil der Belichtungsphase, so daß auch während des Hellsektors die Röntgenstrahlung nur kurzzeitig eingeschaltet wird. Durch die Verringerung der Belichtungszeit läßt sich zusätzlich die Bewegungsunschärfe reduzieren, die sich vor allem bei der Einzelbildauswertung in einer Verminderung der Detailerkennbarkeit auswirkt.

5. Belichtung

Optimale Filmaufnahmen benötigen eine konstante mittlere Filmschwärzung, die durch eine konstante mittlere Leuchtdichte des Bildverstärkerausgangsschirmes erzeugt wird. Die erforderliche Leuchtdichte hängt dabei von der Filmbelichtungszeit und der Empfindlichkeit des photographischen Materials ab. Um eine bestimmte Leuchtdichte auf dem Ausgangsschirm zu erzeugen und sie bei unterschiedlich transparenten Objekten konstant zu halten, muß der Röhrenstrom oder die Röhrenspannung entsprechend gewählt bzw. nachgeregelt werden. Dies geschieht meist automatisch über eine Helligkeitsstabilisierung oder eine Belichtungsautomatik. Dabei wird mit einer Photozelle die mittlere Helligkeit eines bestimmten Bereiches am Ausgangsschirm gemessen und je nach Größe des erzeugten Photostromes Spannung oder Stromstärke nachgeregelt, bis ein vorgegebener Sollwert des Photostromes wieder erreicht ist. Andererseits können vor den Filmaufnahmen die für ein Objekt erforderlichen Belichtungsdaten ermittelt werden, die dann über eine sogenannte lock-in-Schaltung während der Kontrastmittelpassage konstant gehalten werden. Dadurch wird vermieden, daß die geringe Strahlentransparenz des injizierten Kontrastmittels zu einer Überbelichtung der Umgebung führt.

6. Filmmaterial

Für die Röntgenkinematographie werden im allgemeinen handelsübliche Negativfilme mit panchromatischen Emulsionen verwendet. Ob Filme hoher oder mittlerer Empfindlichkeit gewählt werden, hängt einerseits vom Konversionsfaktor des Bildverstärkers, andererseits von der erforderlichen Detailerkennbarkeit ab.

7. Entwicklung

Nach der Aufnahme können die Filme sofort entwickelt werden. Gewöhnlich verwendet man dazu automatische Entwicklungsmaschinen, bei denen Temperatur und Konzentration von Entwickler und Fixierbad, ebenso wie die Filmtransportgeschwindigkeit vorgewählt werden können. Die Entwicklungsbedingungen richten sich nach der vorgesehenen Verwendung des Negativmaterials entweder für die Auswertung oder für die Kopie.

8. Kopie

Für die Auswertung könnte bereits das entwickelte Negativ herangezogen werden, jedoch bringt die Anfertigung einer Positivkopie einige wesentliche Vorteile für die Auswertung:

1. Der Bildkontrast einer schwarzen Kontrastmittelsäule auf hellem Hintergrund ist besser als umgekehrt beim Negativ.
2. Die unbelichtete, also helle Fläche des Negatives überstrahlt das Filmbild. Diese Fläche wird bei der Positivkopie schwarz und stört nicht die Dunkeladaption.

3. Der Kontrastfaktor des Positivmaterials erlaubt eine weitere Anhebung des Bildkontrastes.
4. Bei zu schwacher oder zu starker Schwärzung des Negativbildes kann durch Änderung des Kopierlichtes eine normal belichtete Kopie hergestellt werden.
5. Das Negativ wird geschont.

9. Auswertung

Zur Zeit bedienen sich mehrere Methoden zur Bestimmung von Strömungsgeschwindigkeiten der Röntgenkinematographie. Ein wesentlicher Unterschied besteht bei der Auswertung der Kinofilme.

a) Cinedensitometrische Auswertung

Bei der cinedensitometrischen Auswertung werden durch Kontrastmittel erzeugte Änderungen der Filmschwärzung mittels Photozellen gemessen. Dazu wird der Film über einen Projektor an eine Leinwand oder Mattglasscheibe projiziert. Danach wird eine Photozelle über den proximalen Gefäßteil, eine zweite über den distalen Teil gesetzt. Der an den Photozellen meßbare Photostrom verhält sich proportional zum einfallenden Licht. Während des eigentlichen Meßvorganges entsteht zunächst durch das anflutende Kontrastmittel über der ersten Meßzelle eine Änderung der Leuchtdichte, die als Änderung des Photostromes registriert wird. Der Vorgang wiederholt sich, wenn das Kontrastmittel die weiter distal gelegene Meßzelle erreicht. Durch kontinuierliche Registrierung des Photostromes beider Meßzellen während der Kontrastmittelpassage entstehen zwei voneinander zeitlich

verschobene Kontrastmittelverdünnungskurven. Die zeitliche Differenz der Schwerpunkte beider Kurven zeigt die durchschnittliche Passagezeit des Kontrastmittels von der ersten bis zur zweiten Meßzelle an. Da der Abstand beider Photozellen vorgegeben wird, läßt sich aus dem Quotienten von Weg und benötigter Zeit die durchschnittliche Blutströmungsgeschwindigkeit errechnen (39, 40, 41, 60, 72, 73, 74, 75).

b) Zeichnerische Auswertung

Bei der zeichnerischen Auswertung wird die Spitze des Kontrastmittelbolus mit dem Auge abgegrenzt und seine Fortbewegung von Bild zu Bild festgehalten. Die Geschwindigkeitsbestimmung erfolgt durch Messung des Weges, den die Kontrastmittelbolusspitze in einem bestimmten Zeitintervall zurückgelegt hat (5, 6, 38, 58, 59, 86).

c) Videodensitometrische Auswertung

Die Videodensitometrie verwendet zur Speicherung des Bildverstärkerbildes nicht den Film, sondern die Fernsehaufzeichnungstechnik der Bandspeicher. Die Auswertung unterscheidet sich im Prinzip nicht von der Cinedensitometrie. Es bestehen jedoch einige Unterschiede zwischen Film- und Fernsehtechnik. Bei der Fernsehtechnik beträgt die maximale Bildfrequenz 25 Bilder pro Sekunde, während Filmkameras ein Mehrfaches dieses Wertes erreichen. Das Filmbild stellt eine Momentaufnahme des Bildverstärkerbildes dar, während das Fernsehbild durch sukzessives Abtasten des Bildverstärkerbildes entsteht, das heißt alle in einem Bild dargestellten Details sind in einem gewissen

zeitlichen Abstand erfaßt. Auf dem Bandspeicher aufgezeichnete Bilder können sofort nach der Aufnahme ausgewertet werden, im Gegensatz zur Kinetographie, wo der Film erst nach Entwicklung und Kopie zur Verfügung steht.

M E T H O D I K

Von den genannten Methoden zur Messung von Strömungsgeschwindigkeiten und Durchblutung stand für meine Untersuchungen die Röntgenkinematographie mit einer Anlage zur zeichnerischen Auswertung zur Verfügung.

I. Begründung der Methodik

Bei der Durchblutung der Nierenarterie handelt es sich um eine pulsierende Strömung, das heißt der Flow durch die Nierenarterie ändert sich im Rhythmus der Herzaktion. Nachdem der Durchmesser der Nierenarterie während einer Herzaktion konstant bleibt, ändert sich die Strömungsgeschwindigkeit im selben Maße wie der Flow. Ich habe versucht, die unterschiedlichen, während einer Herzaktion auftretenden Geschwindigkeiten zu messen und ihren Ablauf darzustellen. Auf Grund der geringen Länge der Nierenarterien und der auftretenden hohen Strömungsgeschwindigkeiten ist es nicht möglich, die Bewegung der Kontrastmittelbolusspitze von Bild zu Bild während einer gesamten Herzaktion zu verfolgen, sondern nur während eines kurzen Abschnittes. Deshalb mißt man in jedem Abschnitt die auftretenden Geschwindigkeiten. Mit Hilfe einer EKG-gesteuerten Injektionsmaschine werden mehrere Kontrastmittelboli so injiziert, daß in jeden Herzaktionsabschnitt die Passage eines Kontrastmittelbolus fällt und die Bewegung seiner Spitze aufgezeichnet werden kann, woraus sich die jeweiligen Geschwindigkeiten errechnen lassen. Zur Einstellung des Injektionszeitpunktes werden zunächst EKG und Blutdruck in der Nierenarterie

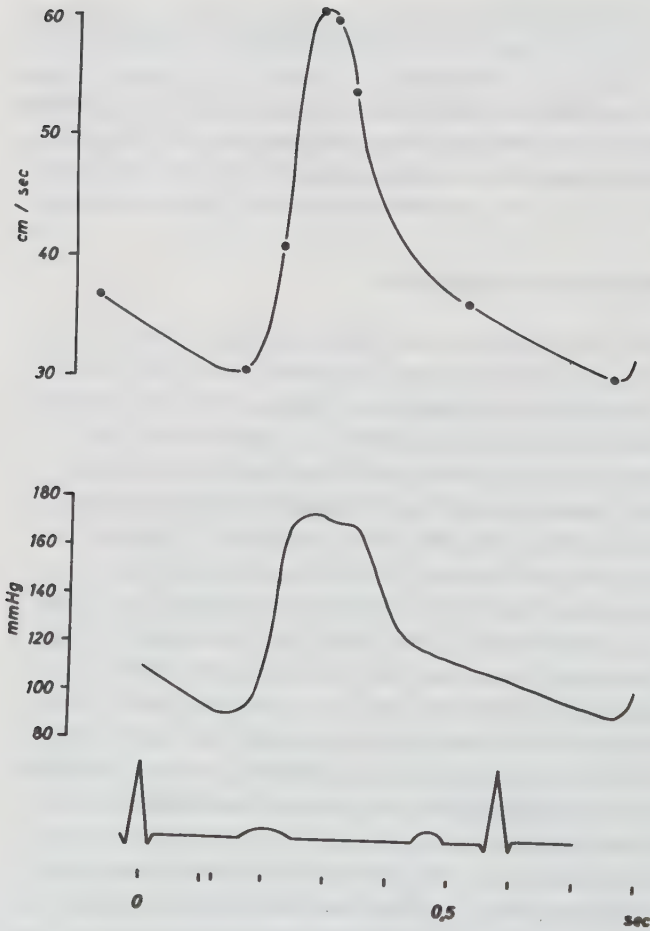


Abbildung 6: Strömungsgeschwindigkeitskurve (oben) und Blutdruckverlauf (Mitte) in einer Nierenarterie mit gleichzeitiger EKG-Registrierung (unten)

gleichzeitig registriert. Wegen der bereits beschriebenen Ähnlichkeit von Druck- und Flowkurve und damit auch von Druck- und Strömungsgeschwindigkeitskurve erlaubt die Druckkurve eine zeitliche Orientierung über die Lage der einzelnen Phasen der Herzaktion für die Einstellung der Injektions-spritze. Durch synchrone Abbildung des Patienten-EKG auf der Tonspur des Filmes lassen sich die einzelnen gemessenen Geschwindigkeiten genau ihren Herzphasen zuordnen und in einem Koordinatensystem in Abhängigkeit vom EKG auftragen. Verbindet man die einzelnen Koordinatenpunkte, so ergibt sich eine Strömungsgeschwindigkeitskurve. Aus ihr kann planimetrisch die mittlere Strömungsgeschwindigkeit errechnet werden.

II. Versuchsaufbau

1. Röntgenkinematographie

Sämtliche Filmaufnahmen wurden an einer Röntgenbild-verstärkeranlage "SIREKON DUPLEX" ¹⁾ angefertigt, der an einem "TRIDOROS 5" ¹⁾ Generator angeschlossen ist. Die Röntgenröhre enthält eine hochtourige Dreh-anode mit einem Brennfleck von 0,6 mm x 0,6 mm Größe. Der Durchmesser des Bildverstärkereingangsschirmes beträgt 17 cm. Über eine Belichtungsautomatik wird die Helligkeit des Bildverstärkereingangs konstant gehalten. Diese Helligkeitsstabilisierung kann während der Filmaufnahmen durch eine sogenannte lock-in-Schaltung verhindert werden.

¹⁾ Fa. Siemens

Für die Filmaufnahmen stand eine 35 mm "ARRIFLEX" Filmkamera ¹⁾ mit einer stufenlos verstellbaren Bildfrequenz von 5 - 60 Bildern in der Sekunde zur Verfügung. Die Einspiegelung erfolgte nach der Methode von BÜHLMAYER (15). Dabei wird über Spiegel und eine lichtstarke Optik das Ausgangsbild eines Oszilloskopen (0) auf den Film unmittelbar neben dem Bildverstärkerausgangsbild projiziert (Abb. 7, S. 31). Zur Zeitregistrierung und zur Kamerafrequenzkontrolle wurde an Stelle des Oszilloskopenbildes eine beleuchtete Stoppuhr eingespiegelt. Sämtliche Filmszenen wurden auf dem panchromatischen 35 mm Negativfilm "GEVAPAN 30" ²⁾ aufgenommen. Er wurde im COMBILABOR ³⁾ unter konstanten Bedingungen entwickelt. Bei den Negativfilmen wurde damit ein Gammawert von 1,0 erreicht. Die Positivkopien wurden mit einer MINIPRINT ¹⁾ Kopiermaschine angefertigt. Der Gammawert der entwickelten Positive lag bei 1,9. Die Auswertung der Filme erfolgte zeichnerisch. Von den bei BARTL (5) besprochenen Geräten eignet sich der ARRIVIEWER ¹⁾ am besten für die Auswertung kinematographischer Szenen.

Er besitzt folgende Eigenschaften:

1. Meßgenauigkeit bis auf 0,1 mm des Originals
2. Kontinuierlicher Filmlauf von 3 - 50 Bildern/sec
3. 30- und 60-fache Vergrößerung des Filmbildes
4. Vorwärts- und Rückwärtslauf
5. Einzelbildschaltung (vorwärts - rückwärts)
6. Variable Leuchtstärke der Projektionslampe
7. Zeichenvorrichtung mit Hintergrundprojektion

1) Fa. ARNOLD und RICHTER

2) Fa. AGFA GEVAERT

3) Fa. DE OUDE DELFT

2. Technik der Arteriographie

Für die Routinediagnostik der Nierenarterien standen zwei Untersuchungsmethoden zur Verfügung, die z. T. nacheinander ausgeführt wurden: Die retrograde Aortographie nach SELDINGER modifiziert nach PORSTMANN und die selektive Nierenangiographie. Für Geschwindigkeitsmessungen an den Nierenarterien eignet sich die retrograde Aortographie nur in geringem Maße:

1. Um eine ausreichende Darstellung von Nierengefäßen zu erreichen, sind pro Injektion etwa 8 ml bis 10 ml Kontrastmittel nötig. Das ergibt nach mehreren Injektionen eine relativ hohe Kontrastmittelbelastung.
2. Eine ausreichende Abgrenzung der Kontrastmittelspitze gegen das kontrastmittelfreie Blut ist vor allem in kleinen Nierenarterien nicht möglich.
3. Durch aortale Injektionen treten zahlreiche Überlagerungen mit anderen dargestellten Gefäßen auf. Eine direkte Kontrastmittelinjektion in die Nierenarterien durch einen Katheter vermeidet diese Nachteile (selektive Nierenangiographie). Dazu wurden bei meinen Untersuchungen schattengegebende Katheter ¹⁾ mit einer endständigen Öffnung verwendet.

3. Arterielle Blutdruckmessung

Die Blutdruckmessung im arteriellen System erfolgte über den selektiven Gefäßkatheter ¹⁾, an dem ein

¹⁾ FEMORAL - VISCERAL COBRA, L 65, Fa. CORDIS DUCOR

Statham-Transducer ¹⁾ (DW) mit einem PHILIPPS - Elektromanometer ²⁾ (DM) angeschlossen war (Abb. 7, S. 31). Der Katheter lag dabei in der jeweiligen Nierenarterie.

4. Technik der Injektion

Für meine Untersuchungen zur Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit war eine exakte Injektion des Kontrastmittels erforderlich. Deshalb wurde zur eigentlichen Messung eine Injektionsmaschine verwendet, wobei die von SCHAD, STUCKY und WELLAUER entwickelte Spritze CONTRAC ³⁾ zur Verfügung stand. Der elektronische Zusatzteil der CONTRAC ermöglicht eine von der R-Zacke des Patienten-EKG abhängige Steuerung der Spritze. Zur genauen Einstellung und Registrierung des Injektionsimpulses werden noch weitere Einrichtungen benötigt. Das Patienten-EKG, gewöhnlich die Extremitätenableitungen, wurde zunächst zu einem Mehrfachsreiber ⁴⁾ (MS) geleitet und dort festgehalten. Von da wurde das EKG 1. auf das bereits beschriebene Kathodenstrahlosziloskop (O) am Bildverstärker zur Einspiegelung auf den Film und 2. auf ein Zweistrahlosziloskop ⁵⁾ (ZO) übertragen, das mit dem elektronischen Zusatz der CONTRAC (I) in Verbindung stand. In dem Zweistrahlosziloskop kann die Amplitude der zur Spritze weiterlaufenden EKG-Stromkurven so variiert werden, daß nur die R-Zacke, aber keine

1) E M T 480

2) G M 5606

3) CONTRAC III E, Fa. SIEMENS

4) CARDIOREX, Fa. SIEMENS

5) Fa. SIEMENS

andere EKG-Welle am Eingang der Spritze eine bestimmte Amplitude übersteigt und damit einen Impuls auslöst. Die Registrierung der R-Zacke als Impuls ist am Aufleuchten eines Kontrollämpchens erkennbar. Der Injektionsablauf kann an der Spritze genau im voraus festgelegt werden, wobei folgende Parameter variiert werden können:

1. Der zeitliche Abstand von der R-Zacke bis zum Injektionsbeginn, die Dauer und das Ende der Injektion.
2. Das zu injizierende Kontrastmittelvolumen
3. Der Kontrastmittelflow, der während der Injektion konstant gehalten wird.

Die eingestellten Daten von Beginn, Dauer und Ende der Injektion werden zur Kontrolle auf dem zweiten Strahl des Zweistrahloszilloskopes abgebildet und ebenso auf dem Mehrfachschreiber fixiert. Dabei erscheint auf dem Bildschirm für jede R-Zacke der entsprechende, vorher an der Spritze eingestellte Probeimpuls in Form einer rechteckigen Abweichung des Kathodenstrahls über die Nulllinie. Es werden im Zweistrahloszilloskop dadurch EKG und dazu gehöriger Spritzenimpuls übereinander abgebildet, so daß die Einstellung des Injektionsprogrammes am Zweistrahloszilloskop kontrolliert werden kann. Der Impuls bei der Injektion selbst wird durch eine Verdoppelung der Probeimpulsamplitude gekennzeichnet.

5. Kontrastmittel

Als Kontrastmittel wurde fast ausschließlich UROGRAFIN 60% ¹⁾ oder UROGRAFIN 76% ¹⁾ verwendet. Es enthält in allen Konzentrationen ein Gemisch des

¹⁾ Fa. SCHERING

Natrium- und Megluminsalzes (10 : 66) der Amido-trizoesäure (N,N-Diazetyl-3, 5, -Diamino- 2, 4, 6, -trijodbenzoesäure oder Diatrizoesäure) in wässriger Lösung. Der Jodgehalt beträgt bei Urografin 60% 292 mg/ml, in 76% Lösung 370 mg/ml.

Physikalische Eigenschaften

UROGRAFIN	60 %	76 %	
Dichte bei 20° C	1,33	1,42	(g/ml)
Viskosität bei 20° C	7,2	18,9	(cP)
Viskosität bei 37° C	4,3	8,5	(cP)

Vergleichswerte für Blut:

Dichte bei 37° C	1,056	(g/ml)
Viskosität bei 37° C	7,37	(cP)

Wegen der unterschiedlichen Viskosität wurde UROGRAFIN 60% bei Zimmertemperatur (20° C) verwendet, während die 76% Lösung auf 37° C erwärmt wurde. Damit kommt es zu einer guten Übereinstimmung der Viskosität von Blut und Kontrastmittel.

III. Bestimmung der Meßgrößen

Zur Ermittlung von Strömungsgeschwindigkeit, Durchblutung und Widerstand wurden im Rahmen dieser Methode als Meßgrößen der Weg, die Zeit und der intravasale Druck benötigt.

1. Bestimmung des Weges

Bei der röntgenologischen Abbildung eines Objektes auf dem Kinofilm (35 mm) kommt es zu einer Verklei-

nerung. Auf dem Auswertegerät wird das Objekt dagegen vergrößert dargestellt, was bei der Bestimmung der tatsächlichen Strecke berücksichtigt werden muß. Als Reverenzsystem benützte ich zunächst einen von BARTL (5) angegebenen Maßstab.

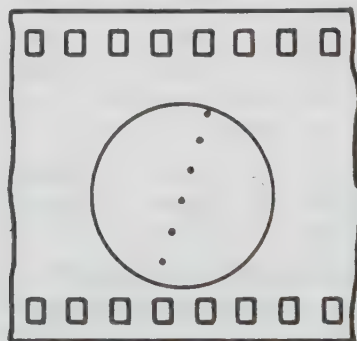


Abbildung 8: Röntgenstrahlenabsorbierender Maßstab
(Nach BARTL)

Er besteht aus einem strahlendurchlässigen Lineal, in das Löcher im Abstand von einem Zentimeter gebohrt und mit Blei ausgefüllt waren. Dieses Lineal wurde zwischen den Patientenrücken und die Unterlage geschoben. Bei der Durchleuchtung lassen sich dann in einer Geraden liegende Punkte mit gleichem Abstand zueinander erkennen. Denselben Effekt erzielte ein Drahtstück von 5 cm Länge, das auf einem Lineal

fixiert war. Zum Teil wurden beide Maßstäbe gleichzeitig benützt, einer unter dem Rücken des Patienten, der andere auf dem Abdomen in Höhe der Nieren liegend. Dabei mußte noch der Abstand des Maßstabes von der Unterlage festgehalten werden.

2. Bestimmung der Zeit

Die direkte Zeitmessung erfolgte über eine genaue Einstellung der Kamerafrequenz auf 50 Bilder/sec., so daß der Abstand von Bild zu Bild $1/50$ sec. betrug. Die Einstellung und dauernde Beibehaltung dieser Kamerafrequenz unabhängig vom Füllungszustand der Kassette wurde regelmäßig durch Einspiegelung einer geeichten Stoppuhr bei laufender Kamera kontrolliert.



Stoppuhr



EKG

Abbildung 9: Einspiegelung einer Stoppuhr (links) und eines EKG (rechts) auf die Tonspur des Filmes (Nach BARTL)

Eine Zeitmarkierung auf der Tonspur des Filmes während der Aufnahmen war nicht möglich, da dort zur genauen zeitlichen Zuordnung von Einzelbild und Herzaktion das EKG über die Einspiegelungsvorrichtung fixiert werden mußte. Zusätzlich wurde das EKG auf dem Mehrfachsreiber festgehalten, dessen Ablaufgeschwindigkeit geeicht war. Vergleicht man die Dauer derselben Herzaktion auf dem Mehrfachsreiber und dem Film, so läßt sich die Kamerafrequenz indirekt kontrollieren.

3. Bestimmung des intravasalen Druckes

Eine Bestimmung des venösen Druckes wurde nicht durchgeführt. Arterielle Druckmessung siehe S. 29/30.

IV. Versuchsdurchführung

Die Messungen erfolgten nach der routinemäßigen, selektiven Nierenangiographie am wachen Patienten. Zunächst wurde unter Durchleuchtung die Katheterlage kontrolliert. Die Auswahl des Bildausschnittes, der gefilmt werden sollte, wurde an Hand von Aufnahmen der Serienangiographie vorgenommen. Neben der Nierenhauptarterie mit der Katheterspitze und den ersten Gefäßaufzweigungen konnten häufig normale und pathologisch veränderte Parenchymbezirke aufgezeichnet werden. Sehr gering oder sehr stark strahlendurchlässige Bereiche innerhalb der Niere, wie ein kontrastmittelgefülltes Nierenbecken, und außerhalb der Niere, wie gasgefüllte Darmschlingen, wurden ausgeblendet, um Fehlbelichtungen des interessierenden Bereiches durch die integrierend messende Belichtungs-

automatik zu vermeiden. Im Zweistrahloszilloskop wurde nun die ankommende EKG-Welle so verstärkt, daß die Spritze die R-Zacke als Impuls registrierte. Danach erfolgte die Einstellung des Injektionsprogrammes.

Pro Nierenhauptarterie oder Polararterie wurden zuletzt 7 - 8 Injektionen in unterschiedlichem Abstand zur R-Zacke durchgeführt. Der Injektionsbeginn wurde so gelegt, daß die Geschwindigkeitsmessung der Bolusspitze an den entscheidenden Punkten der Strömungsgeschwindigkeitskurve erfolgte (Abb. 6, S. 26). Berücksichtigt werden mußte dabei, daß fast 0,1 sec. zwischen dem gewählten Injektionsbeginn und dem Erscheinen des Kontrastmittels an der Katheterspitze lagen. Die Injektionsmenge mußte so groß sein, daß die Nierenhauptarterie auf zwei Filmbildern vollständig gefüllt erschien. Gewöhnlich genügten 0,5 ml Kontrastmittel, im Höchstfall waren 1,2 ml erforderlich. Der Injektionsflow lag bei 5 ml/sec. Bei der eigentlichen Aufnahme hielt der Patient den Atem in mittlerer Expiration an. Die Injektion erfolgte erst, nachdem die Kamera mit gleichmäßiger Geschwindigkeit lief.

V. Auswertung

1. Auswertung am Bildschirm

Am Ausgang der Entwicklungsmaschine war bereits eine orientierende Betrachtung und Auswahl der aufgenommenen Filmszenen möglich. Nach der Kopie der Filme wurde die Auswertung am ARRIVIEWER vorgenommen. In einem dunklen Raum erfolgte zunächst eine orientie-

rende Betrachtung der Filmszenen. Danach wurde für jede einzelne Szene die optimale Helligkeit der Projektionslampe eingestellt. Überstrahlte Bereiche auf dem Positiv, die keinen Informationswert besaßen, wurden auf der Mattscheibe abgedeckt. Die eigentliche Auswertung begann erst nach einer gewissen Dunkeladaptation. Zunächst wurden die Bewegungen der Kontrastmittelbolusspitze von Bild zu Bild festgehalten. Die Kontrastmittelmarken wurden nicht als Punkte, sondern entsprechend dem Profil der ankommenden Kontrastmittelwelle gezeichnet.



ANGIOGRAMM



AUSWERTUNG

Abbildung 10: Zeichnerische Abgrenzung der Kontrastmittelbolusspitze (Nach BARTL)

Jede Marke wurde mit der Zahl der seit der letzten R-Zacke abgelaufenen Bilder gekennzeichnet. Nach Möglichkeit wurde die Kontrastmittelbolusspitze bis in die Organperipherie verfolgt. Erst danach wurden die Randkonturen der Nierenarterien eingetragen, wobei als Gefäßlumen der geringste, noch erkennbare Kontrastmittelschatten zählte. Zuletzt erfolgte die Eintragung des Maßstabes. Die gesamte Auswertung wurde nur mit der 30-fachen Vergrößerung vorgenommen (Bei der 60-fachen Vergrößerung zeigte sich keine Verbesserung der Detailerkennbarkeit).

2. Messung von Geschwindigkeit und Durchmesser

Zur Geschwindigkeitsmessung wurde der Abstand von einer Meßmarke bis zu der übernächsten bestimmt. Falls sich eine dieser Marken nicht eindeutig abgrenzen ließ, wurde die davor liegende oder die nachfolgende herangezogen. Zur Auswertung wurden vorallem Gefäßstrecken ohne Arterienverzweigungen ausgewählt. Für die Einordnung in die Strömungsgeschwindigkeitskurve wurde der zeitliche Abstand der Meßmarken und damit der Geschwindigkeitsmessung von der letzten R-Zacke festgehalten. Die Bestimmung des Gefäßdurchmessers wurde an allen Gefäßen mit dem Stechzirkel vorgenommen. Nur bei Arterien mit einem tatsächlichen Durchmesser von 2,5 mm und mehr erfolgte die Messung an Hand der Zeichnung. Bei den kleinen meist intrarenal gelegenen Gefäßen wurde auf das Serienangiogramm zurückgegriffen. Im Gefäßbereich zwischen den beiden Meßmarken wurden bei jeder Szene in gleichem Abstand 5 Durchmesserbestimmungen vorgenommen. Für die Flowberechnung wurde der Durchschnitt aus allen Bestimmungen aller Filmszenen (etwa 20 - 40 Messungen) verwendet.

3. Berechnung der tatsächlichen Strecken

Auf dem Bildschirm ermittelte Werte von Geschwindigkeit und Durchmesser müssen in die wirklichen Werte umgerechnet werden, wobei sowohl die Vergrößerung bei der Abbildung als auch der von der Filmebene abweichende Verlauf der Nierenarterien zu berücksichtigen ist.

a) Vergrößerung auf dem Bildschirm

$$\frac{a}{l} = \frac{a + b}{n} \quad ; \quad \text{daraus} \quad n = (a + b) \frac{1}{a} \quad ; \quad (I)$$

$$\frac{1}{l'} = \frac{m}{m'} \quad ; \quad \text{daraus} \quad l = l' \frac{m}{m'} \quad ; \quad (II)$$

$$(II) \text{ eingesetzt in } (I) : n = l' (a + b) \frac{m}{a m'} \quad ;$$

Jede auf dem Bildschirm gemessene Strecke l' muß mit dem Faktor $(a + b) \frac{m}{m' a}$ multipliziert werden.

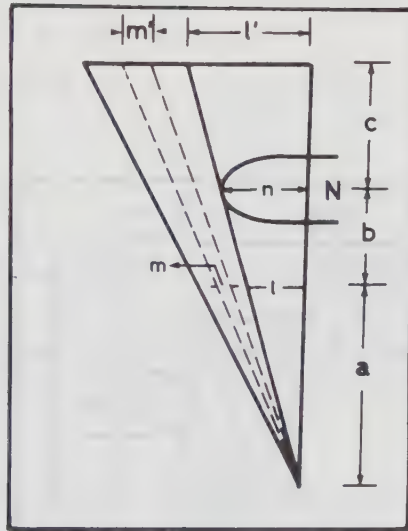


Abbildung 11: Berechnung des Vergrößerungsfaktors
bei Lage des Maßstabes unter dem
Patientenrücken

- a: Abstand Tisch - Röntgenröhre
- b: Abstand Niere - Tisch
- c: Abstand Niere - Bildschirm
- n: Strecke innerhalb der Niere (N)
- l: Strecke auf dem Maßstab
- l': Meßstrecke auf dem Bildschirm
- m : Meßeinheit auf dem Maßstab
- m': Länge der Meßeinheit auf dem Bildschirm

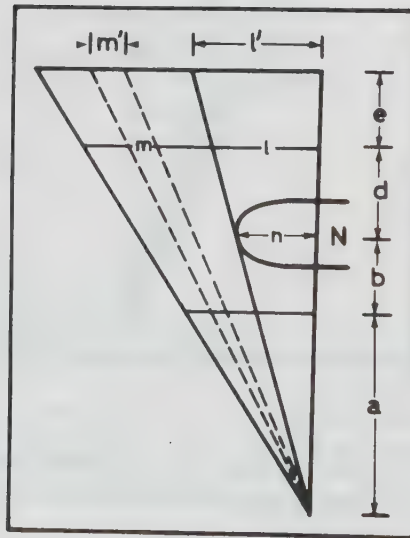


Abbildung 12: Berechnung des Vergrößerungsfaktors
bei Lage des Maßstabes auf dem Ab-
domen des Patienten

Benennung wie in der letzten Abbildung, zusätzlich gilt: d: Abstand Niere - Maßstab

e: Abstand Maßstab - Bildschirm

$$\frac{n}{a + b} = \frac{1}{a + b + c} ; \quad n = \frac{1}{a + b + d} \quad l ; \quad (I)$$

$$\frac{1}{l} = \frac{m}{m'} ; \quad l = \frac{m}{m'} \cdot l' ; \quad (II)$$

$$(II) \text{ eingesetzt in } (I) : n = l' \left(\frac{a + b}{a + b + d} \right) \frac{m}{m'} ;$$

Das heißt jede auf dem Bildschirm gemessene Strecke muß mit dem Faktor $\left(\frac{a + b}{a + b + d} \right) \frac{m}{m'}$ multipliziert werden.

Der Abstand der Niere zur Rückenfläche ist nach BOLIN (12) vom Körperbau abhängig. Nach seinen Messungen beträgt der Abstand der Niere zur Unterlage bei Schlanken etwa 7 cm, bei normalem Körperbau 8,5 cm und bei dicken Personen 9,7 cm.

Liegt der Meßort nicht in der Niere selbst, sondern in der Nierenhauptarterie, so muß für die Berechnung von n zum Abstand Niere - Tisch (b) auch noch der Abstand Niere - Meßort addiert, vom Abstand Niere - Maßstab (d) der Abstand Niere - Meßort subtrahiert werden.

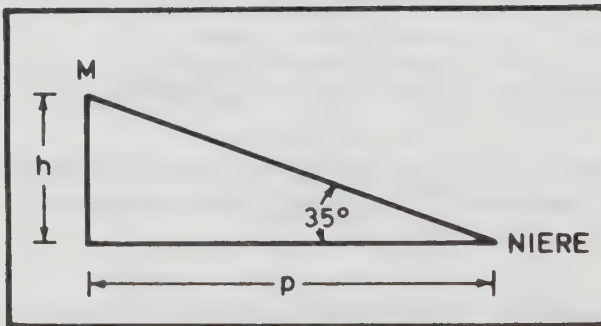


Abbildung 13: Lage des Meßortes in der Nierenhauptarterie

h: Senkrechter Abstand des Meßortes in der Nierenhauptarterie zur Niere

p: Auf die Filmebene projizierter Abstand Meßort - Niere

$$\tan 35^\circ = \frac{h}{p} ; \quad h = p \tan 35^\circ = 0,7 p ;$$

b) Projektion auf die Filmebene

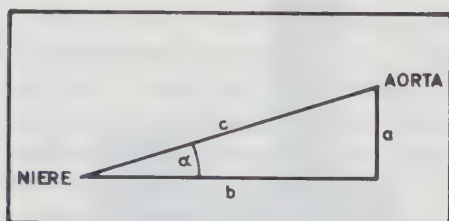


Abbildung 14: Projektion der Ebene der Nierenarterien auf die Filmebene

c: Ebene der Nierenarterien bei sagittaler Betrachtung

b: Projektion von c auf die Filmebene

$$\cos \alpha = \frac{b}{c} ; \quad c = \frac{b}{\cos \alpha} = 1,22 \, b ;$$

Die gemessenen Geschwindigkeiten dürfen nur dann mit dem Faktor 1,22 multipliziert werden, wenn die Meßstrecke in einem Nierengefäß mit der Aorta einen Winkel von 90° bildet. Ist dieser Winkel kleiner, so gilt für $c = b (1 + 0,22 \sin \alpha)$.

ER G E B N I S S E

I. Patientengut

Es wurden ausschließlich Patienten untersucht, bei denen der Verdacht auf eine Nierenerkrankung bestand. In der Zeit von Februar 1971 bis April 1972 wurden von 58 Patienten 350 kinematographische Szenen aufgenommen. Pro Nierenhauptarterie wurden zunächst 4, später zwischen 6 und 8 Filmszenen gedreht. Bei 22 Patienten konnten beide Nieren gefilmt werden, von 36 Patienten wurde jeweils nur eine Niere aufgenommen. Wegen der vermehrten Strahlenbelastung wurden keine Patienten unter 30 Jahren kinematographisch untersucht. Nur in besonderen Fällen wurden bei Patienten zwischen 30 und 40 Jahren Filmaufnahmen angefertigt. Das Durchschnittsalter betrug 55 Jahre. Von 58 Patienten wurden 80 Nieren untersucht. Wegen technischer Defekte an der Röntgenbildverstärkeranlage konnten die Filmszenen von 4 Nieren nicht ausgewertet werden. Bei 5 Nieren wurde nur ein Polgefäß dargestellt, so daß diese Aufnahmen nur bedingt verwendet werden konnten. Bei 8 Nieren, die von 2 Hauptarterien versorgt wurden, konnten beide Gefäße dargestellt werden, von 2 Nieren je 3 Nierenhauptarterien. Bei 2 Nieren konnten von 3 Nierenhauptarterien je 2 aufgenommen werden.

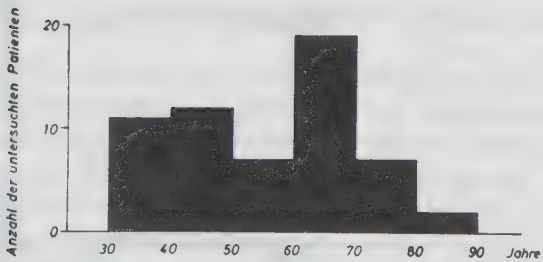
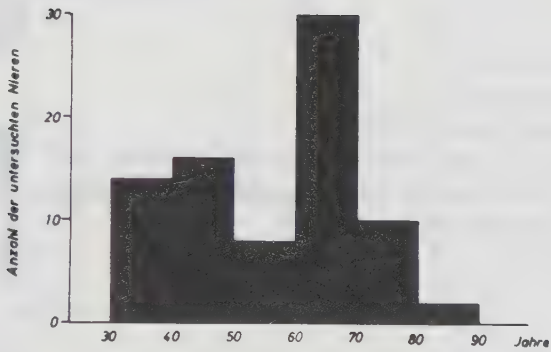


Abbildung 15: Altersverteilung der untersuchten Nieren (oben) bzw. Patienten (unten)

Verteilung der normalen und pathologisch veränderten Nieren:

Diagnose	Anzahl der Nieren
Normale Nieren (N)	25
Schrumpfnieren (S)	15
Arterioarteriolosklerose (Aa)	7
Nieren mit Zysten oder gefäßarmen Tumoren (Z)	13
Hypervaskularisierte Nierenkarzinome (Ca)	12
Hypertrophierte Nieren (H)	4
	Nieren 76

II. Strömungsgeschwindigkeiten

Mit Hilfe der beschriebenen Methode gelang es, die einzelnen, während einer Herzaktion auftretenden Geschwindigkeiten zu messen. Abbildung 16 zeigt schematisch den Zusammenhang zwischen dem Abstand der Meßmarken und der entsprechenden Phase der Herzaktion unter Berücksichtigung des Blutdruckes in der A. renalis und der resultierenden Strömungsgeschwindigkeitskurve. Die bereits abgelaufenen Phasen sind im EKG, der Druck- und Strömungsgeschwindigkeitskurve durchgehend gezeichnet. Der große Punkt zeigt die momentane Herzphase an, während die gepunktete Linie den weiteren Ablauf kennzeichnet. In der beginnenden Systole besteht ein mittlerer Abstand der Meßmarken. Er wird am Höhepunkt der Systole am größten. Am Übergang von Systole zu Diastole sinkt der Abstand wieder auf einen mittleren Wert ab und erreicht in der Enddiastole ein Minimum.

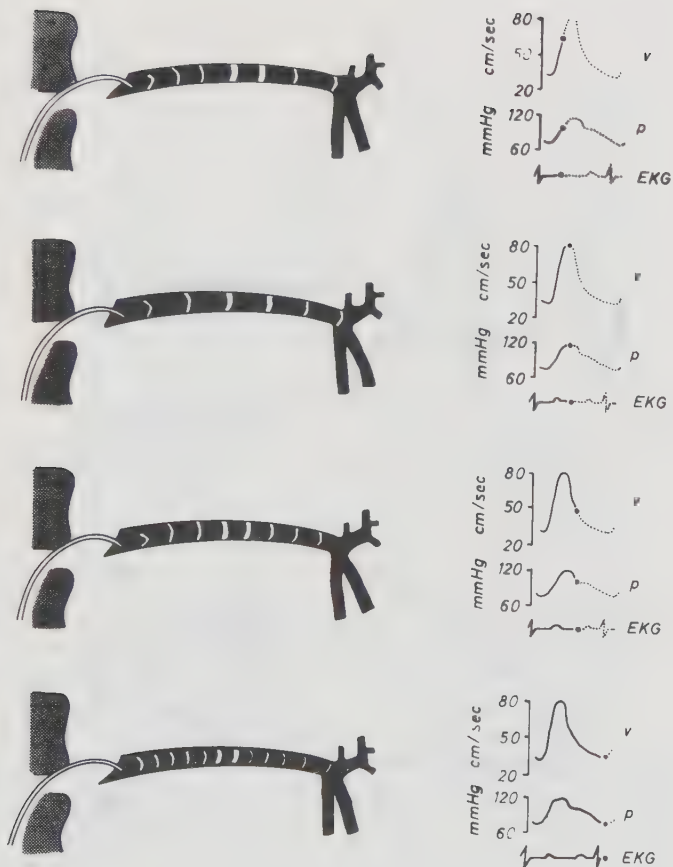


Abbildung 16: Zusammenhang zwischen dem Abstand der Meßmarken und der entsprechenden Phase der Herzaktion unter Berücksichtigung der resultierenden Strömungsgeschwindigkeitskurve, der Druckkurve und des EKG

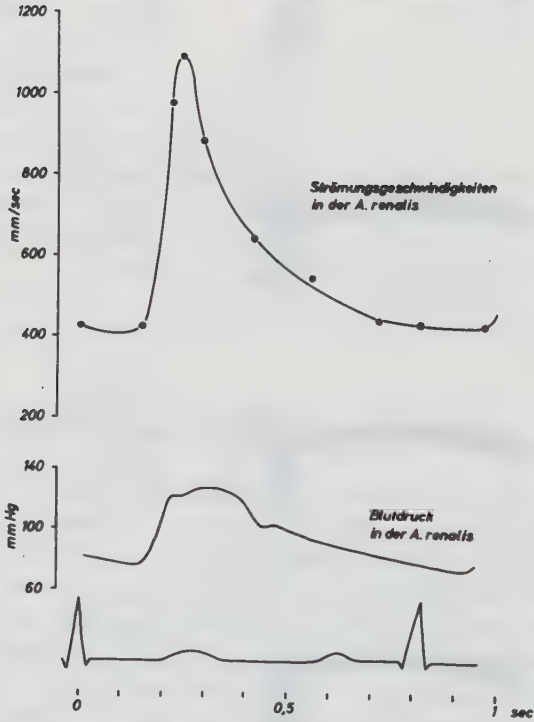


Abbildung 17: Zeichenanalytisch gemessene Strömungs-
geschwindigkeitskurve in einer A.
renalis mit Aufzeichnung von Blutdruck
und EKG

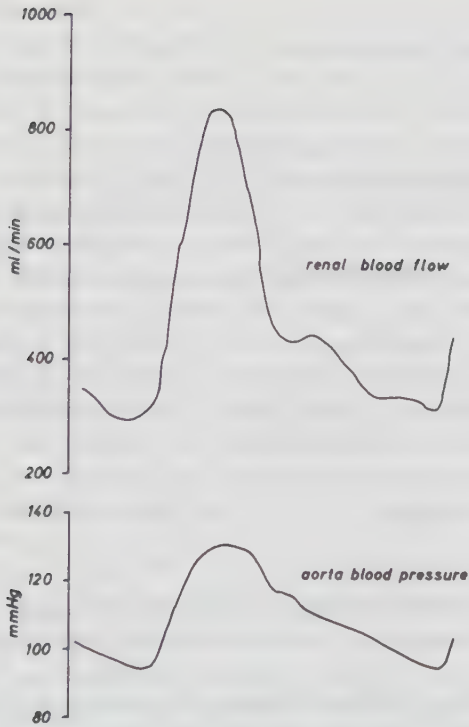


Abbildung 18: Elektromagnetisch gemessene Flowkurve in der A. renalis eines narkotisierten Menschen mit Darstellung des Aortendruckes (Nach THURAU)

1. Nierenhauptarterien

Für jede Nierenhauptarterie wurden die einzelnen Geschwindigkeiten gemeinsam mit dem Blutdruck in der A. renalis und dem EKG in ein Koordinatensystem abhängig von der Zeit eingetragen. Die Verbindung dieser Koordinatenpunkte ergibt eine Strömungsgeschwindigkeitskurve, wie sie in der Abbildung 17 dargestellt ist. Die Form dieser Kurve stimmt weitgehend mit der Form der daneben abgebildeten, elektromagnetisch gemessenen Flowkurve überein (Abb. 18). Wegen der relativ niedrigen Anzahl der Messungen konnten kleine diastolische Wellen und auch die Inzisur zwischen Systole und Diastole, die vom Flowmeter erfaßt werden, nicht dargestellt werden. Die Messungen zeigen aber, daß es mit radiologischen Mitteln möglich ist, den Ablauf der Strömungsgeschwindigkeit auch in der Nierenarterie festzuhalten.

Die höchste Geschwindigkeit in einer Nierenarterie wurde bei einem hypervaskularisierten Nierenkarzinom in der Systole mit 109,1 cm/sec gemessen. Die niedrigste Geschwindigkeit in einer Nierenhauptarterie betrug bei einer Schrumpfniere 15,3 cm/sec in der Diastole. Die Verteilung der systolischen Maximal- und der diastolischen Minimalgeschwindigkeiten zeigt Abbildung 19.

Deutlich ist dabei die Abnahme der systolischen Geschwindigkeitswerte bis zur Enddiastole um durchschnittlich 50%, was auch bei jeder einzelnen Strömungsgeschwindigkeitskurve beobachtet werden kann.

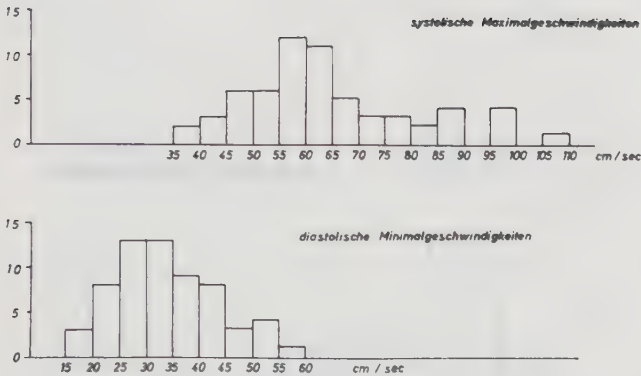


Abbildung 19: Verteilung der systolischen Maximal- und der diastolischen Minimalgeschwindigkeiten in Nierenhauptarterien

Aus jeder Strömungsgeschwindigkeitskurve wurde planimetrisch die durchschnittliche Geschwindigkeit bestimmt. Der Mittelwert aus allen durchschnittlichen Geschwindigkeiten in Nierenhauptarterien ohne Berücksichtigung der Gefäße, die nur einen Teil einer Niere versorgen, betrug 43,1 cm/sec. Werden die Einzelwerte nach den verschiedenen Diagnosen eingeordnet, so ergibt sich folgende Verteilung (Abb. 21).

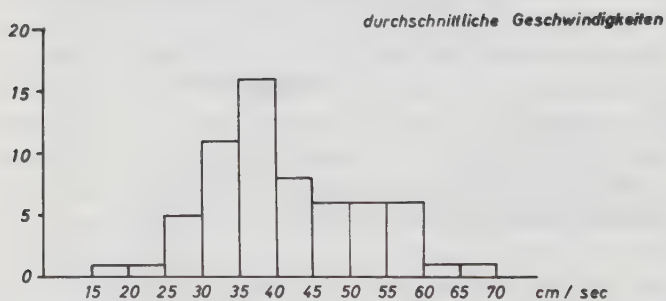


Abbildung 20: Verteilung der durchschnittlichen Strömungsgeschwindigkeiten in Nierenhauptarterien

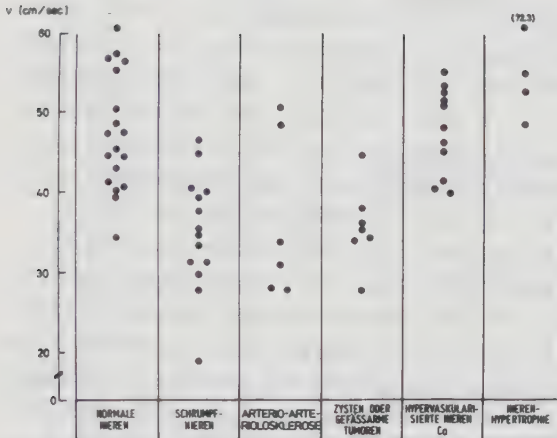


Abbildung 21: Durchschnittliche Strömungsgeschwindigkeiten in Nierenhauptarterien nach Diagnosen geordnet

Bei den normalen Nieren beträgt das Mittel aus allen Werten $46,8 \pm 7,0$ cm/sec, bei Schrumpfnieren $35,0 \pm 7,2$ cm/sec. Die Ergebnisse bei der Arterioarteriolo-sklerose liegen mit $36,5 \pm 10,3$ etwas höher, ebenso Nieren mit Zysten oder gefäßarmen Tumoren mit $40,9 \pm 11,2$ cm/sec. Hypervaskularisierte Nierenkarzinome mit $47,7 \pm 5,4$ cm/sec und hypertrophierte Nieren mit $57,0 \pm 10,5$ cm/sec weisen die höchsten Werte auf.

2. Kleine Nierenarterien

Strömungsgeschwindigkeiten können nicht nur in Nierenhauptarterien, sondern auch in kleinen intrarenalen Gefäßen bis zu einem Durchmesser von etwa 1 mm erstellt werden (Abb. 22). Diese Möglichkeit besteht nicht in allen Gefäßen. Der Injektionsbeginn der Spritze wird auf die Geschwindigkeitsmessung in der Nierenhauptarterie abgestimmt, so daß vorallem bei nur 4 Filmaufnahmen pro Hauptarterie die Passage einer Bolusspitze durch ein Gefäß nicht in jeder Phase der Herzaktion beobachtet werden kann. Solche Gefäße konnten in den Abbildungen 23 bis 26 nicht berücksichtigt werden. Hier wurden die gemessenen Geschwindigkeiten in Abhängigkeit vom Durchmesser aufgetragen, jeweils in der Systole und in der mittleren Diastole. Die Zunahme der Geschwindigkeit im Verhältnis zur Durchmesserzunahme wird durch die Steigung der Geraden ausgedrückt. In Abbildung 23 und 24 sind sämtliche Werte unabhängig von der Diagnose aufgeführt. Die systolischen Geschwindigkeiten liegen um etwa 80% höher als die Werte in der mittleren Diastole, was auch die unterschiedliche Steigung der Geraden in beiden Diagrammen zeigt. Schlüsselt man diese Werte nach Diagnosen auf, so ergibt sich bei normalen Nieren, Schrumpfnieren und gefäßreichen Nierenkarzinomen folgende Verteilung (Abb. 25 und 26): Im Bereich geringer Durchmesser (1 cm - 3 cm) liegen die Ergebnisse von Schrumpfnieren im unteren Geschwindigkeitsbereich. Es besteht jedoch kein signifikanter Unterschied zu normalen Nieren, wie der Verlauf der beiden Geraden zeigt. Bei größeren Durchmessern kehrt sich dieses Verhältnis um.

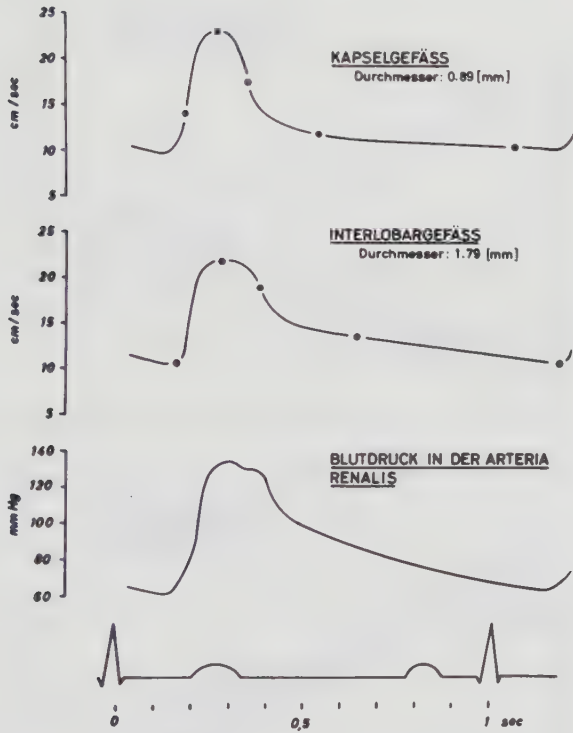


Abbildung 22: Strömungsgeschwindigkeitskurve in kleinen Nierenarterien (Durchmesser: 0,89 mm bzw. 1,79 mm) mit Aufzeichnung von Blutdruck und EKG

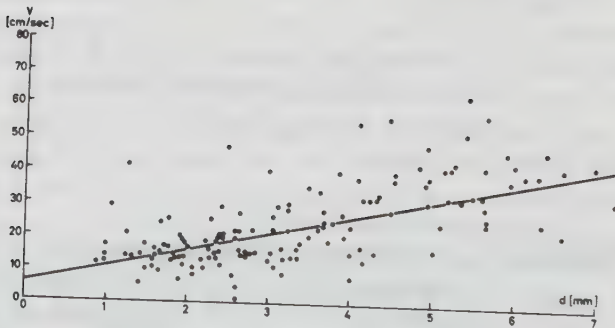
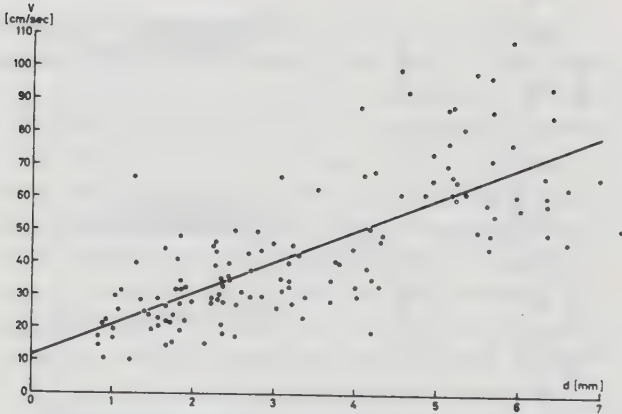


Abbildung 23 und 24: Beziehung zwischen Strömungs-
geschwindigkeit und Arterien-
durchmesser in der Systole (oben)
und in der mittleren Diastole
(unten)

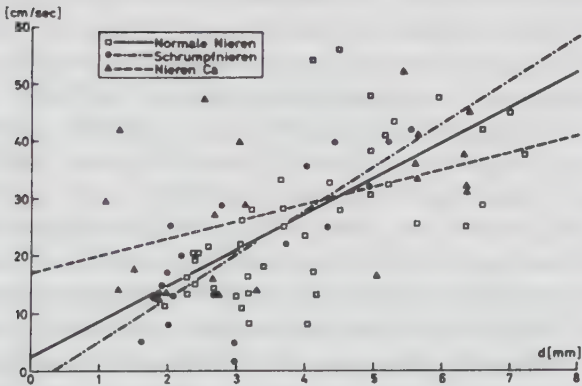
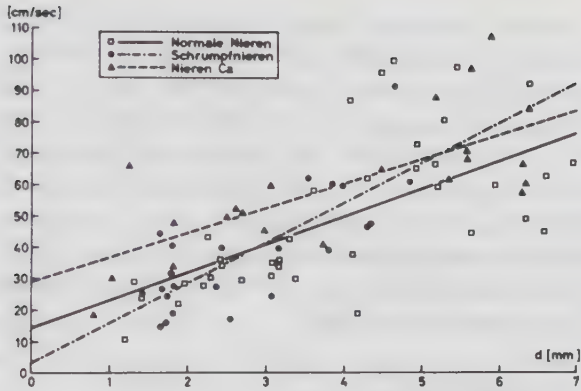


Abbildung 25 und 26: Beziehung zwischen Strömungsge-
schwindigkeit und Arterien-
durchmesser bei normalen Nieren,
Schrumpfnieren und Nierenkarzi-
nomen in der Systole (oben) und
in der mittleren Diastole (unten)

Im Gegensatz dazu weisen kleine Arterien, die direkt zu einem hypervaskularisierten Karzinom führen, wesentlich höhere Geschwindigkeiten auf. Im Bereich großer Gefäße liegen die Geschwindigkeiten in der Diastole dagegen unter dem Durchschnitt. Sämtliche Gefäße, bei denen auf Grund eines Serienangiogrammes eine Strömungsverlangsamung als Ausdruck einer entzündlichen Schädigung festgestellt wurde, lagen bei den kinematographischen Geschwindigkeitsmessungen im Bereich normaler Nieren.

III. Durchblutung

Die Durchblutung errechnet sich als Produkt aus der durchschnittlichen Strömungsgeschwindigkeit und der Querschnittsfläche des Gefäßes. Im folgenden wird nur die Gesamtdurchblutung einer Niere betrachtet. Wird eine Niere von mehreren Gefäßen versorgt, ergibt sich der Gesamtflow durch Addition der Einzelwerte. Der höchste Flowwert wurde bei einer Nierenhypertrophie mit 1130 ml/min gefunden, der niedrigste mit 165 ml/min bei einer dysplastischen Niere. Die normalen Nieren bilden eine relativ homogene Gruppe mit einer durchschnittlichen Durchblutung von 607 ± 82 ml/min. Die weitaus geringsten Flowwerte weisen die Schrumpfnieren auf. Der mittlere Wert beträgt hier nur 277 ± 68 ml/min mit Grenzwerten von 165 ml/min und 389 ml/min. Nieren mit arterio-arteriolo-sklerotischen Veränderungen liegen zwischen Schrumpfnieren und normalen Nieren (durchschnittliche Durchblutung 526 ± 70 ml/min). Eine große Streuung der Flowwerte zeigt sich bei Nieren mit Zysten oder gefäßarmen Tumoren. Hohe Werte sind vorallem bei Nieren mit mehreren Zysten zu beobachten, während Nieren mit

einer großen Zyste oder einem gefäßarmen Tumor niedrige Werte aufweisen, wobei eine gewisse Korrelation zur Größe des verdrängenden Prozesses besteht. Eine unterschiedliche Durchblutung bei den beiden letztgenannten Veränderungen konnte nicht festgestellt werden. Die mittlere Durchblutung dieser Gruppe betrug 529 ± 221 ml/min. Auch bei gefäßreichen Nierenkarzinomen zeigt sich eine größere Streuung der Ergebnisse. Hier besteht allerdings eine gute Korrelation zum Ausmaß des pathologisch veränderten Gewebes. Bei einer arterioarteriolosklerotisch veränderten Niere mit einem kleinen 2 cm x 2 cm großen Karzinom wurden zum Beispiel nur 540 ml/min gemessen. In einem großen Teil dieser Gruppe hatte das Karzinom bereits eine Größe von 5 cm x 5 cm überschritten. Der durchschnittliche Flow lag deshalb in dieser Gruppe mit 819 ± 148 ml/min relativ hoch. In 2 Fällen von Nierenhypertrophie lag auf der kontralateralen Seite eine Schrumpfniere vor. Die Durchblutung beider Nieren zusammen betrug dabei 1420 ml/min bzw. 1249 ml/min, etwa den Werten zweier normaler Nieren entsprechend. Der Flow in der hypertrophierten Niere ergab dabei 1120 ml/min bzw. 860 ml/min. Bei einem anderen Patienten war eine Niere fast völlig von einem Karzinom zerstört mit einer Durchblutung von 802 ml/min. Der Flow in der anderen hypertrophierten Niere betrug 880 ml/min. Als Durchschnittswert wurde bei dieser Gruppe 998 ± 148 ml/min gefunden. Das Mittel aus allen Flowwerten betrug 579 ml/min.

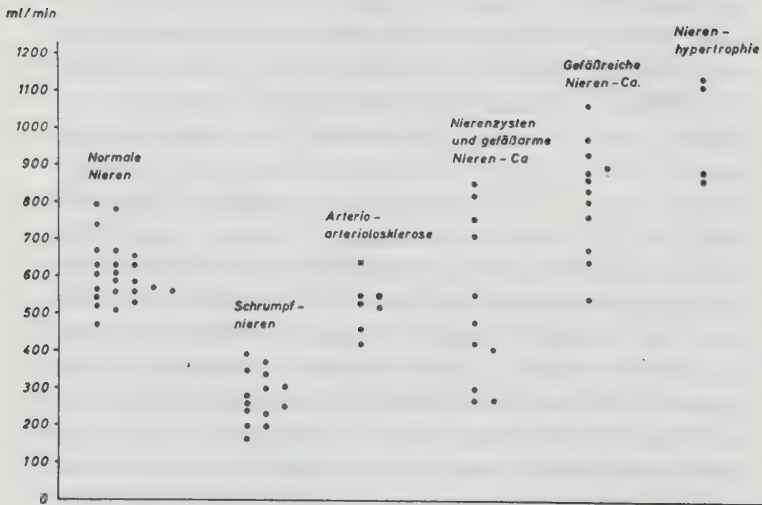


Abbildung 27: Durchblutungswerte bei normalen und pathologisch veränderten Nieren

IV. Peripherer Widerstand

"Der Widerstand in einem Kreislaufabschnitt ist gleich dem Quotienten aus Druckdifferenz über dem Abschnitt und Durchfluß" (79). Für den Kreislaufabschnitt der Niere müssen deshalb neben dem Flow noch der arterielle und venöse Druck bekannt sein. Der arterielle Druckverlauf wurde, wie bereits beschrieben, aufgezeichnet und aus der Kurve der arterielle Mitteldruck errechnet. Eine Bestimmung des venösen Druckes erfolgte nicht. Beim Herzgesunden beträgt der Venendruck etwa 4 mm Hg (2 mm Hg - 5 mm Hg), bei leichter Herzinsuffizienz 10 mm Hg, bei mittlerer Herzinsuffizienz 15 mm Hg. Zur Berechnung des Widerstandes wurde die Druckdifferenz in mm Hg und der Flow in l/min eingesetzt, woraus sich sogenannte Resistenzeinheiten (79) ergeben. Wegen eines technischen Defektes in der Eichung der arteriellen Druckkurve konnten nur 38 Nieren für die Ermittlung des Widerstandes herangezogen werden.

1. Nierenhauptarterien

Um vergleichbare Werte zu erhalten, wurden nur Nierenhauptarterien berücksichtigt, die allein eine Niere versorgen. Die Ergebnisse sind in Abbildung 28 aufgeführt.

Die Werte bei normalen Nieren bilden eine überraschend homogene Gruppe mit einem Mittelwert von $129 \pm 10 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$; wie zu erwarten, liegen die Ergebnisse bei Schrumpfnieren weit über denen normaler Nieren. Der durchschnittliche Widerstand beträgt hier $460 \pm 185 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$.

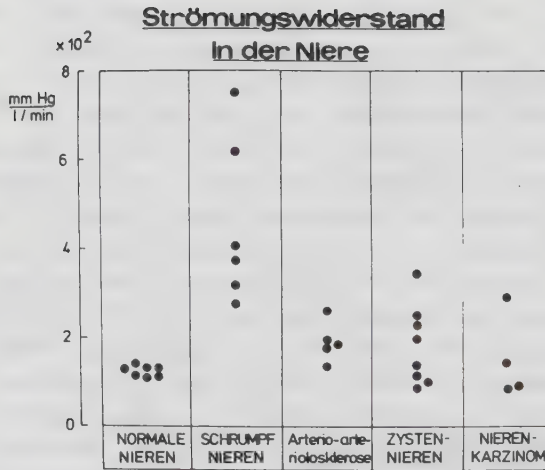


Abbildung 28: Strömungswiderstand in Nierenhaupt-
arterien, nach Diagnosen geordnet

Die Gruppe der Nieren mit arterio-arteriolosklerotischen Veränderungen weist erheblich geringere Werte auf, liegt aber noch deutlich über denen normaler Nieren (Durchschnittswert $174 \pm 34 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$). Eine Korrelation zwischen den Widerstandswerten und der Größe der verdrängenden Prozesse läßt sich bei Nierenzysten und gefäßarmen Tumoren nicht nachweisen, ebenso wenig beeinflußt die Anzahl der Zysten den Widerstand. Der durchschnittliche Wert liegt bei $184 \pm 89 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$. Nieren mit großen gefäßreichen Karzinomen zeigen deutlich erniedrigte Widerstände, wie sie die beiden unteren Werte in Abbildung 28 darstellen. Die beiden anderen, etwas höher liegenden wurden bei einem nur 2 cm x 2 cm großen Karzinom bzw. bei einer Niere mit einem kleinen Karzinom und zusätzlicher Arterio-arteriolosklerose gefunden. Der mittlere Wert liegt deshalb relativ hoch mit $150 \pm 97 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$. Im Fall einer Nierenhypertrophie wurden $89 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$ gemessen.

2. Kleine Nierenarterien

Für die Berechnung des Widerstandes in kleinen Gefäßen wurden die mesodiastolischen Flowwerte verwendet, da nicht in jedem kleinen Gefäß der gesamte Flowablauf gemessen werden konnte. Für den Blutdruck wurden die in der Nierenhauptarterie gemessenen Werte zugrunde gelegt. Die Ergebnisse zeigen Abbildung 29 und 30. Der Widerstand in den Gefäßen aller Nieren steigt zunächst mit abnehmendem Durchmesser nur langsam an. Erst bei einem Durchmesser zwischen 1 mm und 2 mm kommt es zu einer raschen Zunahme, so daß der durchschnittliche Widerstand bei 1 mm Durchmesser

etwa $11 \times 10^3 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$ beträgt. Bei Schrumpfnieren erfolgt der Anstieg bereits bei größeren Durchmessern, während zu einem Karzinom führende, meist unverzweigte Gefäße im Verhältnis zu ihrem Durchmesser an der unteren Norm oder deutlich darunter liegende Widerstandswerte aufweisen.

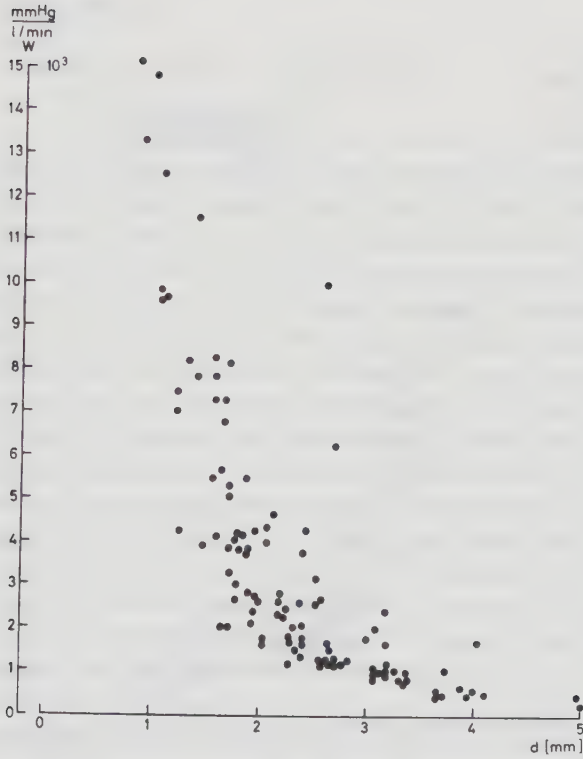


Abbildung 29: Beziehung zwischen Strömungswiderstand und Durchmesser in kleinen Nierenarterien

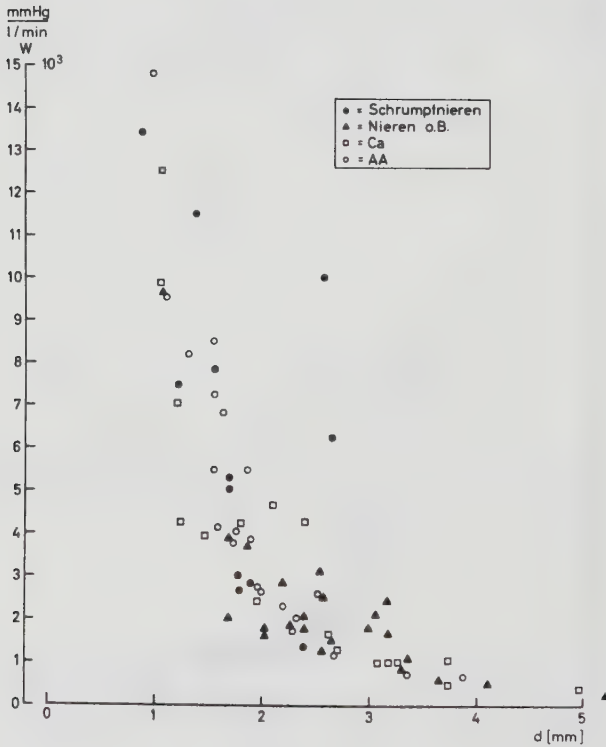


Abbildung 30: Beziehung zwischen Strömungswiderstand und Durchmesser bei normalen Nieren, Schrumpfnieren, arterioarteriosklerotischen Nieren und Nierenkarzinomen

D I S K U S S I O N

I. Grundlagen

1. Anatomisch bedingte Fehlerquellen

In den vorliegenden Messungen konnte der räumliche Verlauf der Nierengefäße nicht vollständig gemessen werden. Auf den Filmaufnahmen wird nur die Projektion der Nierengefäße auf die Frontalebene abgebildet. Nach DEUTIKE (22) verlaufen die Nierenarterien in einer zur Frontalebene schrägen Ebene in einem Winkel von 30° - 40° . Abweichungen der Nierenhauptarterie aus dieser Ebene finden nur selten statt. Deshalb kann bei Kenntnis des Winkels zwischen Frontal- und Gefäßebene mit dem Filmbild der räumliche Verlauf der Gefäße bestimmt werden. Für die Berechnung der Ergebnisse wurde ein durchschnittlicher Winkel von 35° zugrunde gelegt. Bei einem tatsächlichen Winkel von 30° oder 40° beträgt der Fehler bei der Geschwindigkeitsmessung im Höchstfall 6%. Bei der Durchmesserbestimmung entstehen durch den schrägen Verlauf der Nierenarterie keine Fehler.

Messungen im Aufteilungsgebiet der A. renalis in die Aa. interlobares wurden nicht vorgenommen, vor allem wenn die Aufzweigung auf einer kurzen Strecke stattfand, da die Lage der Gefäße in diesem Bereich schwer erfaßt werden kann. An Nierenausgußpräparaten läßt sich zeigen, daß Aa. interlobares und Aa. arcuatae im wesentlichen parallel zur Organhauptebene verlaufen. Wenn ein intrarenales Gefäß einen kleineren Winkel als 35° mit der Frontalebene einschließt,

kann ein Fehler entstehen, dessen Größe zusätzlich vom Winkel zwischen Aorta und Arterie abhängt. Nur bei einem Gefäßverlauf parallel zur Filmebene und senkrecht zur Aorta kann ein Fehler von maximal 22% bei der Geschwindigkeitsmessung auftreten. Solche Gefäße kommen wegen ihres geringen Lumens meist nicht für eine Messung in Frage. Beträgt der Winkel mehr als 40° , entstehen an diesem Gefäß Kontrastmittelüberlagerungen durch andere bereits gefüllte Arterien, die eine Messung unmöglich machen. Weicht der tatsächliche Abstand der Niere zur Rückenfläche um 1 cm - 2 cm ab, so ergibt sich eine Meßungenauigkeit von 2% - 3%. Nach BARTL wurden Abweichungen von mehr als 2 cm nicht beobachtet.

Durch Drehung des Patienten und seitliche Aufnahmen könnte die räumliche Lage der Nierenhauptarterie festgehalten werden. Im Interesse einer möglichst geringen Strahlenbelastung für den Patienten wurde darauf verzichtet.

2. Physiologisch bedingte Fehlerquellen

Die Bestimmung des Strömungswiderstandes nach dem Ohm'schen Gesetz entspricht nicht der strengen physikalischen Definition eines Strömungswiderstandes. Sie wird jedoch auch von anderen Autoren zur Berechnung von Widerständen in Kreislaufabschnitten verwendet (29, 79). Bei der Widerstandsberechnung in kleinen Arterien mit einem Durchmesser von 2 mm bis 0,8 mm wurde der in der Nierenarterie gemessene Druck zugrunde gelegt. Tatsächlich kommt es mit abnehmendem Durchmesser zu einem Druckabfall, der jedoch auch bei Lumenweiten von 0,6 mm nur 6% - 9%

des Aortendruckes beträgt. Gewöhnlich wurden nur Gefäße mit einem Durchmesser bis zu 1 mm untersucht, so daß der auftretende Druckabfall geringer sein dürfte. Bei vergleichenden Betrachtung von Gefäßen deselben Kalibers hebt sich dieser Fehler auf.

Der Durchmesser der Nierenarterie ändert sich im Verlauf einer Herzaktion kaum. Nach PATEL, DE FREITAS, GREENFIELD und FRY (66) nimmt die Dehnbarkeit der Aorta und der großen Gefäße nach distal zu ab. Auf Grund ihrer Versuche geben die Autoren für eine Druckänderung von 1 mm Hg an der A. brachiocephalica eine relative Durchmesseränderung von 0,046%, an der A. iliaca externa einen Wert von 0,014% an. Bei einer Druckamplitude von 50 mm Hg entsteht an diesen Arterien eine Durchmesseränderung von 0,7% - 2,3%. Die Dehnbarkeit der muskelstarken Nierenarterie liegt in diesem Bereich.

II. Methodik

1. Begründung der Methodik

a) Zeichnerische Auswertung

Die durchschnittliche über dem Gefäßquerschnitt gemittelte Strömungsgeschwindigkeit entspricht der Fortbewegung des Massenschwerpunktes der Blutsäule im Gefäß und wird als Gruppengeschwindigkeit bezeichnet. Die zeichnerische Auswertung erlaubt nur eine Bestimmung der Bolusspitzengeschwindigkeit, also der Frontgeschwindigkeit. Der Unterschied zwischen den beiden Geschwindigkeitswerten hängt

von der Form des Strömungsprofils ab. Sie gleichen sich um so mehr, je flacher das Strömungsprofil wird, zum Beispiel tritt im Blut eine Abflachung durch korpuskuläre Anteile oder durch kleine Turbulenzen auf. Bei Verwendung der Bolusspitze als Meßpunkt zur Geschwindigkeitsbestimmung entsteht gegenüber der Gruppengeschwindigkeit ein geringer methodischer Fehler, der im wesentlichen konstant ist.

b) Cinedensitometrische Auswertung

Theoretisch gesehen sicherlich genauere Werte ergeben die Methoden der Kontrastmittel - Indikator-dilution mit der Bestimmung des Massenschwerpunktes und dessen Fortbewegung. Diese Verfahren eignen sich für Geschwindigkeits- und Flowmessungen in der Nierenarterie weniger. Der Massenschwerpunkt der Flüssigkeitssäule bewegt sich wie jedes Flüssigkeitsteilchen im Rhythmus der Herzaktion, das heißt die Geschwindigkeit des Massenschwerpunktes während einer Herzaktion ändert sich. Für exakte Messungen muß der Weg des Massenschwerpunktes innerhalb einer Herzaktion festgehalten werden. Wegen der geringen Länge der Nierenhauptarterie kann der Verlauf des Massenschwerpunktes während einer ganzen Herzphase in der Nierenarterie nicht verfolgt werden. Deshalb können in einem kurzen Gefäßabschnitt gemessene Geschwindigkeiten erhebliche Unterschiede aufweisen, die davon abhängen, in welcher Herzphase die Messung erfolgte. "Wenn der mittlere Weg, welchen der Indikator während eines Herzzyklus zurücklegt, länger ist als die Distanz der beiden Querschnitte, an welchem die Indikatorkonzentration gemessen wird, kann eine beträchtliche Abweichung in der densito-

metrischen Durchflußberechnung, verglichen mit dem mittleren Durchfluß, resultieren." (RUTISHAUSER) (74). Auf diese Fehlerquelle bei der Bestimmung der mittleren Stromstärke weist auch BÜRSCH hin, wobei mit abnehmender Meßstrecke und zunehmender Strömungsgeschwindigkeit erhebliche Meßabweichungen auftreten (17). Das trifft vorallem für die Nierenarterie zu, die neben ihrer geringen Länge eine hohe Strömungsgeschwindigkeit aufweist. Eine größere Dispersion des Kontrastmittelbolus, wie sie RUTISHAUSER empfiehlt, vermindert diesen Fehler nicht, da sich in jedem Fall der Massenschwerpunkt im Rhythmus der Herzaktion bewegt. Eine Verkürzung des Indikatorweges pro Herzzyklus durch Erhöhung der Herzfrequenz erscheint unphysiologisch. Um die beschriebenen Fehler zu vermeiden gibt RUTISHAUSER ein zweites, aufwendigeres Verfahren an: Die Berechnung der Lage des Massenschwerpunktes auf jedem Filmbild. "Zu diesem Zweck wird jedes einzelne Bild längs zur Gefäßachse abgetastet und daraus die örtliche Lage des Schwerpunktes berechnet. Die Verschiebung des Schwerpunktes im Zeitintervall von Bild zu Bild ergibt den instanten Durchfluß. Voraussetzung für diese Methode ist ein möglichst kurzer Indikatorbolus, der als Ganzes auf dem Film- oder Fernsehbild beobachtet werden kann" (RUTISHAUSER). Es dürfte jedoch schwierig sein, solch kurze Indikatorboli zu injizieren. Um den wirklichen "instanten" Durchfluß zu erhalten, müßte wie bei der zeichnerischen Auswertung jeder Meßwert zur Herzphase korrelierbar sein. Erst dann kann aus mehreren Messungen eine Strömungsgeschwindigkeitskurve erstellt werden. Ohne gezielte Kontrastmittelinjektion läßt sich aber nicht sicherstellen, daß

alle wichtigen Teile der Strömungsgeschwindigkeitskurve erfaßt sind.

c) Erstellen einer Strömungsgeschwindigkeitskurve

In der beschriebenen Methode wird die Strömungsgeschwindigkeitskurve aus den einzelnen Meßwerten abhängig von der Phase der Herzaktion erstellt. Die Werte stammen jedoch nicht aus einer einzigen Herzaktion, sondern aus verschiedenen Messungen im Abstand von etwa 30 bis 60 Sekunden, so daß sich Verzerrungen der Kurve durch Flowänderungen während der Messung ergeben können. Nach den Untersuchungen von BÜRSCH treten allerdings bei fortlaufender Strömungsmessung an Gefäßen mit einer Lumenweite bis zu 5 mm nur geringe Zeitvolumenschwankungen auf (17). Die maximale Schlagvolumenänderung von Herzschlag zu Herzschlag übersteigt nicht 5%. Atemabhängige Flowänderungen lassen sich ausschließen, da der Patient während der Messung den Atem immer in mittlerer Expirationsstellung anhält. Zur Prüfung dieser Flow- oder Strömungsgeschwindigkeitsänderung wurden mehrere Injektionen in eine Nierenarterie zum selben Zeitpunkt der Herzaktion im Abstand von 60 Sekunden ausgeführt. Die Meßergebnisse zeigten eine maximale Abweichung von 7%.

Die Zusammenstellung von Meßergebnissen aus mehreren Herzzyklen zu einer Strömungsgeschwindigkeitskurve trägt auch den geringen Flowschwankungen im Verlauf mehrerer Herzschläge Rechnung und ergibt einen Durchschnittswert aus mehreren Herzzyklen. Ein wesentlicher Fehler tritt durch eine zusammengesetzte Strömungsgeschwindigkeitskurve nicht auf.

2. Versuchsaufbau

a) Röntgenkinematographie

Für die Röntgenkinematographie stehen 16 mm und 35 mm Filme zur Verfügung. 35 mm Filme besitzen eine viermal größere belichtbare Fläche und bei gleicher Korngröße auch eine vierfach höhere Zahl von Informationspunkten als 16 mm Filme. Um keinen Verlust an Detailerkennbarkeit entstehen zu lassen, wurden für die Positivkopie ebenfalls 35 mm Filme herangezogen.

Bei dem verwendeten Bildverstärkerkinobetrieb handelte es sich um einen Durchlaufbetrieb. Gegenüber dem Impulsbetrieb entsteht hier eine erhöhte Strahlenbelastung für den Patienten (96). Von einigen Sonderfällen abgesehen, wurden deshalb nur Patienten über 40 Jahre untersucht. Eine Verminderung der Strahlenbelastung konnte durch Einblendung des Aufnahme-feldes auf die wichtigen Bereiche erreicht werden; im Bereich niedriger Kamerafrequenzen bedingt der Durchlaufbetrieb außerdem durch relativ lange Belichtungszeiten eine Bewegungsunschärfe, die besonders bei Verwendung feinkörniger Negativfilme auftritt (45, 96). Dieser Unschärfefaktor hat bei meinen Messungen keine wesentliche Rolle gespielt, da sich die Bolusspitze fast auf jedem Einzelbild gut abgrenzen ließ.

Für Aufnahmen an den Nierenarterien ist eine Frequenz von 50 Bildern pro Sekunde ausreichend. Der Meßvorgang wird in geringem Maße genauer, bei einer Bildfrequenz von 80 - 100/sec, da eine größere Zahl von Meßmarken zur Verfügung steht und die Messung

immer an derselben Stelle des Gefäßes erfolgen kann.

b) Technik der Injektion

Für meine Untersuchungen haben sich Katheter ohne seitliche Öffnungen bewährt, da sich bei Kontrastmittelinjektion eine schärfer abgrenzbare Bolusspitze ausbildet. Irritatives Arbeiten mit dem Katheter hat keinen Einfluß auf die Nierendurchblutung, kann aber zu Proteinurie und Hämaturie führen (54). Der Katheter darf nur soweit in das Lumen vorgeschoben werden, daß nicht mehr als 50% des Querschnittes durch den Katheter verlegt werden. Anderenfalls kommt es zu einer hämodynamisch wirksamen Stenosebildung mit Verminderung des Blutflusses, die zu Gefäßspasmen und zu Nierenschädigungen führen kann.

Wesentlich für die Ausbildung einer gut abgrenzbaren Bolusspitze ist ein rascher Druckanstieg der Injektionsmaschine. Er wird unabhängig von Katheterlänge und Viskosität des Kontrastmittels durch die fast verzögerungsfreie Kraftübertragung der CONTRAC gewährleistet. Zum Beispiel läßt sich bei Verwendung eines 100 cm langen OEDMANN-Katheters in 80 msec 90% des Solldruckes erreichen. Die geringste injizierbare Kontrastmittelmenge betrug bei dieser Spritze 0,5 ml, obwohl für die Messung bereits 0,2 ml ausgereicht hätten.

Der auf dem Mehrfachschreiber festgehaltene Spritzenimpuls ist nicht identisch mit dem Meßzeitpunkt, da zusätzlich die Druckaufbauzeit berücksichtigt werden muß. Zur Einordnung in die Herzphase mußte deshalb der genaue Meßzeitpunkt über das eingespiegelte EKG bestimmt werden.

c) Kontrastmittel

Untersuchungen über die kreislaufbeeinflussende Wirkung von Kontrastmittel stammen aus Tierversuchen und aus Messungen am Menschen nach Injektionen in die Aorta und in die großen Gefäße (1, 19, 21, 25, 26, 43, 44, 68, 102).

HILAL fand nach Injektion von nur 0,5 ml Hypaque in die A. femoralis einen Abfall des peripheren Blutdruckes im Abstand von 10 bis 12 Sekunden ohne Veränderung des Systemblutdruckes. Eine ähnliche Reaktion löste die Injektion von hypertonischer Kochsalzlösung aus. Der Blutdruck kehrte dabei nach etwa 90 sec zum Ausgangswert zurück. Einen sofort nach der Injektion beginnenden Blutdruckabfall fand FISCHER bei Kontrastmittelinjektion in die Aorta. DELIUS beschrieb nach Injektion von 30 ml Urografin 60% in die untere Aorta abdominalis ein maximales Absinken des Blutdruckes nach 20 bis 25 Sekunden. Der systolische Wert war dabei um 25%, der diastolische um 13% abgefallen. Die Rückkehr zu den Ausgangswerten dauerte meist länger als 2 Minuten. Über unterschiedliche Reaktionen sofort nach Injektion von 10 ml Urografin 60% berichtete ADELOYE. Teilweise trat ein kurzzeitiger Blutdruckanstieg mit nachfolgendem Absinken auf, teilweise kam es zu einem sofortigen langsamen Druckabfall. HOFERICHTER untersuchte das Blutdruckverhalten nach Kontrastmittelinjektionen in die A. renalis an Hunden. Dabei sank post injectionem der Druck um durchschnittlich 40 mm Hg (Kontrastmittelmenge nicht angegeben). Nach 2 Minuten war bereits wieder der Ausgangswert erreicht.

Parallel zum Blutdruckabfall fand HILAL einen deutlichen Flowanstieg, der 10 bis 12 Sekunden nach Injektion aufgetreten war und höchstens 90 Sekunden anhielt. DELIUS konnte ebenso wie beim Blutdruck auch beim Flow kein einheitliches Verhalten auf Kontrastmittelapplikation feststellen. Zum Teil kam es erst nach einem kurzzeitigen Absinken zum Flowanstieg, zum Teil trat die Flowzunahme sofort auf. Das Maximum war nach 30 bis 70 Sekunden erreicht; die Werte lagen nach 2 Minuten wieder auf dem Ausgangsniveau. Ähnliche Reaktionen lassen sich durch hypertone Kochsalzlösungen erzielen. Im Gegensatz zu den genannten Untersuchungen konnte HOFERICHTER nach Kontrastmittelinjektionen in die A. renalis einen langsamen Flowabfall nachweisen, der erst Minuten später einen Minimalwert von etwa 70% des Ausgangswertes erreichte. Die Drosselung der Nierendurchblutung war auch nach 10 Minuten noch nicht aufgehoben.

Durch Kontrastmittelgabe wird zusätzlich mit dem arteriellen auch das venöse System beeinflusst. Die im Höchstfall ausgelösten Druckschwankungen liegen im Bereich von 4 mm Hg.

ZSEBÖK fand bei einem Vergleich mehrerer Kontrastmittel nach intraaortaler Injektion bei den Natrium- und Methylglukaminsalzen der Diatrizoate, Jodamide und Metrizoate die geringste Beeinflussung des Blutdruckes. Der periphere Widerstand wurde nach COEL am wenigsten durch die Megluminsalze der Diatrizoate verändert. Die geringsten toxischen Wirkungen wurden bei den Diatrizoaten und von diesen bei Urografen beobachtet, das mit einem pH von 7,38 physiologische Werte erreicht.

Für die angeführten Ergebnisse wurden bei Tierversuchen mindestens 1 ml/kg Körpergewicht, bei Messungen am Menschen zwischen 10 ml und 40 ml Kontrastmittel verwendet. Dabei traten die geringsten toxischen Schäden und die geringsten hämodynamischen Veränderungen bei den Mischungen aus Natrium- und Methylglukaminsalzen der Diatrizoate auf. Die Beeinflussung von Blutdruck und Flow wurde häufig erst nach einer Latenzzeit von 5 bis 10 Sekunden sichtbar. Bei meinen Untersuchungen wurden pro Injektion nur 0,5 ml Kontrastmittel appliziert. In jede Nierenhauptarterie wurden damit höchstens 4 ml im Ablauf von 5 bis 10 Minuten verteilt auf maximal 8 Einzelinjektionen verabreicht. Die Einzelmessung war bereits 0,2 sec nach Injektion beendet, während die beschriebene Kreislaufwirkung erst nach etwa 5 Sekunden sichtbar wurde. Die Beeinflussung der Nierenhämodynamik und der Meßergebnisse durch die verwendeten Kontrastmittelmengen dürfte somit gering sein.

3. Versuchsdurchführung

Die Untersuchungen zur Geschwindigkeitsmessung erfolgten im Anschluß an die routinemäßig durchgeführte Nierenangiographie. Dabei war bereits an Kontrastmittel zwischen 20 ml und 40 ml, höchstens aber 100 ml und an Kochsalzlösung zur Katheterdurchspülung zwischen 50 ml und 200 ml in die Aorta oder die Nierenarterie appliziert worden. Kontrastmittel und Kochsalz führen zu einer mehr oder weniger großen Beeinflussung des Kreislaufes. Beim wachen Menschen wird der Kreislauf zusätzlich von der psychischen Lage beeinflusst, so daß bei einer angiographischen Untersuchung unterschiedliche Kreislaufwirkungen auftreten können. Deshalb wurde bei mehreren Patienten während der Routineangiographie fortlaufend der ar-

terielle Blutdruck aufgezeichnet und Zeitpunkt sowie applizierte Menge des Kontrastmittels festgehalten. Die Kochsalzinfusion erfolgte kontinuierlich. In Abbildung 31 ist der Blutdruckverlauf bei einem Patienten dargestellt. Ähnlich wie bei anderen Patienten trat nach jeder Injektion ein Blutdruckabfall auf, der nur einige Minuten andauerte. Auch nach wiederholten Injektionen in die A. renalis kam es nicht zu einem andauernden Blutdruckabfall. Abgesehen von individuellen Schwankungen während der Routineangiographie lag etwa 10 bis 15 Minuten nach der letzten Injektion der Blutdruck wieder im Bereich der Ausgangswerte. Meine eigentlichen Messungen mit erneuter Kontrastmittelinjektion begannen erst 20 Minuten nach Abschluß der Routineuntersuchung.

Durch Kontrastmittelinjektion in die A. renalis entsteht eine Änderung des Blutflusses. Dabei können die jeweiligen Wirkungen von Injektionsdruck und Kontrastmittel nicht eindeutig differenziert werden. Am Injektionsort kommt es zunächst durch den Druck der Injektion nur dann zu einer Steigerung des Blutdruckes, wenn durch den Katheter mehr als 50% des Arterienquerschnittes verlegt werden. Der Blutfluß durch das Gefäß nimmt um den Betrag des injizierten Volumens ab, wenn das Kontrastmittel dieselbe Viskosität wie Blut besitzt (43). Erst nach einer kurzen Latenzzeit tritt eine Durchblutungssteigerung auf. Abbildung 32, die mir freundlicherweise von Prof. Dr. THURAU überlassen wurde, zeigt die Beeinflussung der Nierendurchblutung durch Injektion und Kontrastmittel. Dabei wurden über einen Katheter 3 ml bzw. 4 ml Urografin in die Nierenarterie eines narkotisierten Hundes injiziert und gleichzeitig mittels eines elektromagnetischen Strömungsmessers der Flow

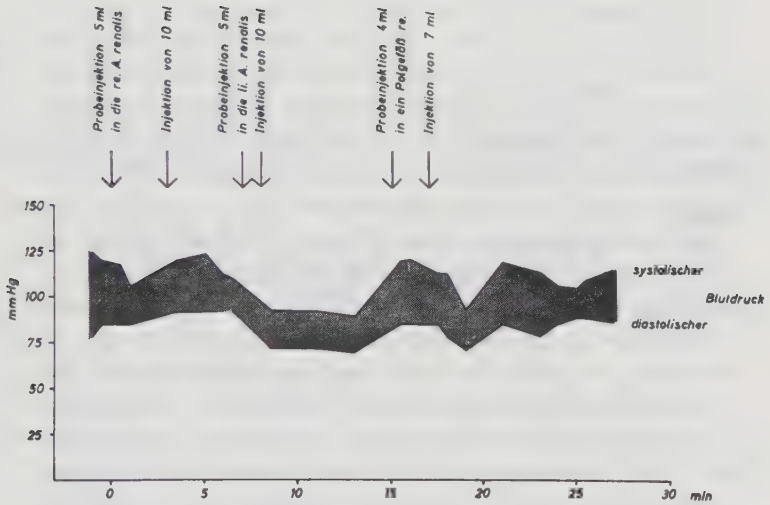


Abbildung 31: Blutdruckverlauf bei einem Patienten während einer Routineangiographie

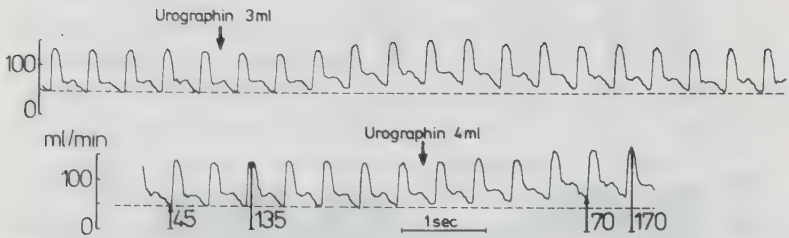


Abbildung 32: Wirkung einer Kontrastmittelinjektion
in die Nierenarterie auf die Nieren-
durchblutung bei einem narkotisierten
Hund

in der *A. renalis* bestimmt. Der Flow steigt erst nach Ablauf einer Herzaktion oder nach etwa 0,5 sec an und kehrt nach ungefähr 13 Herzaktionen wieder auf den Ausgangswert vor der Injektion zurück.

Bei der Strömungsgeschwindigkeitsberechnung aus der Fortbewegung der Bolusspitze erfolgt die Messung in derselben Phase der Herzaktion (Zeitraum zwischen Injektion und Messung höchstens 0,1 sec), so daß die Geschwindigkeitsmessung bereits beendet ist, wenn durch die Injektion bedingte Flowänderungen auftreten. Bei Verfahren, die die Fortbewegung des Massenschwerpunktes, also des gesamten Kontrastmittelbolus auswerten (densitometrische Indikator-dilution), gehen die durch Kontrastmittel verursachten Flowänderungen mit in die Messung ein, so daß Meßfehler entstehen. Bei meinen Messungen lagen zwischen den Injektionen mindestens 30 Sekunden, so daß der Flowanstieg bereits vor der nächsten Messung wieder auf den Ausgangswert abgefallen war. Durch Verwendung erheblich geringerer Kontrastmittelmengen - es wurden gewöhnlich nur 0,5 ml injiziert - dürfte die insgesamt auftretende Beeinflussung der Nierendurchblutung erheblich geringer sein als in den aufgeführten Versuchen. Ein Gefäßspasmus nach der Injektion, wie er selten bei der Routineangiographie beobachtet werden kann, trat bei meinen Messungen nicht auf.

4. Auswertung

a) Geschwindigkeitsmessung

Die Kontrastmittelbolusspitze ließ sich in fast allen Fällen genau abgrenzen. Bei unklarer Kontrastmittel-

marke wurde zur Messung die nächste, gut definierte Marke gewählt. Zur Kontrolle der Auswertegenauigkeit wurden einige Filmszenen zu einem späteren Zeitpunkt nochmals zeichnerisch ausgewertet, wobei sich keine Abweichungen von der ersten zeichnerischen Auswertung ergaben.

b) Durchmesserbestimmung

Die Berechnung der Durchblutung eines Gefäßes nach der Formel $i = v \times r^2 \times \pi$ erfordert eine möglichst genaue Bestimmung des Gefäßquerschnittes, da Meßfehler im Quadrat in das Ergebnis eingehen. Alle Durchmesserwerte wurden mit dem Stechzirkel abgegriffen; bei Gefäßen mit einem Durchmesser von über 2,5 mm an der Zeichnung, bei kleineren Gefäßen am Serienangiogramm. Innerhalb der Meßmarken, die für die Geschwindigkeitsmessung herangezogen waren, wurde pro Filmszene fünfmal der Durchmesser entweder an der Zeichnung oder am Serienangiogramm gemessen. Für die Flowberechnung wurde das Mittel aus allen Durchmesserbestimmungen verwendet (zwischen 20 und 40 Messungen).

Um die Fehlerbreite bei der Durchmesserermittlung durch die Zeichnung beurteilen zu können, wurde in einem Modellversuch die Meßgenauigkeit überprüft. Gering kontrastgebende Kunststoffschläuche mit verschieden großem Lumen (6,80 mm, 5,80 mm, 4,70 mm, 3,65 mm) wurden mit Kontrastmittel unterschiedlicher Konzentration gefüllt (1 : 4, 1 : 8, 1 : 16, 1 : 32 = Kontrastmittel : physiologische Kochsalzlösung). Bei der Aufnahme diente als Phantom ein 15 cm hoher mit Wasser gefüllter Kunststoffbehälter, auf welchem die

Schläuche lagen. Ausgewertet wurden die Schläuche mit einer Kontrastmittelverdünnung von 1 : 8 und 1 : 16, bei denen der Dichteunterschied zwischen Lumen und Rand dem Übergang von einem mit Kontrastmittel gefüllten Gefäß zur Umgebung entsprach. Die Ergebnisse jeder einzelnen Durchmesserbestimmung sind in Abbildung 33 dargestellt. Für die 4 verschiedenen Durchmesser wurden die Ergebnisse der zeichnerischen Auswertung mit der jeweiligen Abweichung in Millimeter und Prozent vom tatsächlichen Wert eingetragen.

Die Streuung der Meßwerte nimmt erwartungsgemäß mit abnehmendem Durchmesser zu. Die Streuwerte lassen jedoch keine signifikante Abweichung zu höheren oder niedrigeren Meßergebnissen erkennen. Nimmt man nun zur endgültigen Durchmesserbestimmung, wie bei der Bestimmung des Gefäßdurchmessers, das Mittel aus allen einzelnen Messungen an einem Schlauch, so liegt dieser Wert fast wieder am tatsächlichen Durchmesser.

Eine Durchmesserbestimmung mit Hilfe eines Photometers erfolgte nicht. Die zeichnerische Auswertung scheint dem Photometer zumindest gleichwertig. An Hand von Knochenröntgenbildern hat BREITLING die Leistungsfähigkeit von zeichnerischer und photometrischer Auswertung bei der Dickenmessung untersucht (14). Dabei ergab die zeichnerische Auswertung eine kleinere Streuung der Meßwerte bei einer Abweichung der Ergebnisse vom wahren Wert um 2,5%. Am Photometer war die Fehlergröße von der Abtastfläche abhängig. Bei einer größeren Streuung zeigte sich eine Fehlerbreite von 2% bis 4%. BREITLING erklärt die Ergebnisse damit,

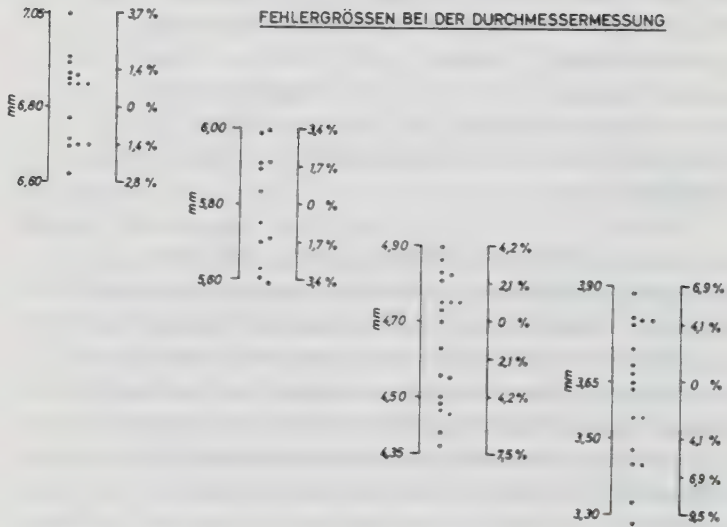


Abbildung 33: Darstellung der Fehlergrößen bei der Bestimmung des Durchmessers durch zeichnerische Auswertung

daß das Auge für die Festlegung einer Grenzlinie einen größeren Bereich heranzieht und dadurch lokale Störungen ausscheidet, während bei photometrischer Messung nur eine schmale Spur ausgewertet wird, die durch unterschiedliche Kornanhäufung gestört sein kann. Nach HEUCK haben in den USA durchgeführte Dickenmessungen an Röhrenknochen von 60 000 Personen ergeben, daß Messungen am Röntgenbild mit dem Stechzirkel genauer sind als mit dem Photometer.

III. Ergebnisse

1. Patientengut

Die Genauigkeit einer Strömungsgeschwindigkeitskurve hängt ab von der Anzahl der zugrunde liegenden Einzelmeßwerte. Zur Erprobung der Methode wurden zunächst bei jeder Nierenarterie nur 4 Filmszenen angefertigt. Aufgrund der Ähnlichkeit von Druckverlauf und Strömungsgeschwindigkeitskurve läßt sich meist bereits aus 4 Meßmarken eine Kurve erstellen. Die Genauigkeit dieser Kurve wird erhöht durch eine größere Zahl von Filmaufnahmen an einem Gefäß. Zuletzt wurden bis zu 8 Szenen pro Nierenhauptarterie gefilmt. Allerdings ist mit zunehmender Zahl von Filmszenen eine verstärkte Strahlenexposition verbunden, die zum Teil durch eine weitergehende Ausblendung auf die Nierenhauptarterie verringert werden konnte. Da die Untersuchungen für den Patienten ohne therapeutische Bedeutung waren, wurde auf eine größere Anzahl von Filmaufnahmen verzichtet. Bei Nieren mit mehreren Polgefäßen wurde die Untersuchung teilweise auf eine Nierenhauptarterie beschränkt.

Andere Autoren verwenden für Nierendurchblutungsmessungen zum Teil nur eine Filmaufnahme (Cinedensitometrie nach RUTISHAUSER), zum Teil bis zu 10 Filmszenen für jede Nierenhauptarterie (Cinedensitometrie nach HEUCK).

Die Einteilung der untersuchten Nieren in verschiedene Gruppen erfolgte aufgrund der im Serienangiogramm gestellten Diagnosen. Eine histologische Sicherung der röntgenologischen Beurteilung war nur in wenigen Fällen möglich, vorallem bei malignen Nierentumoren. Zwischen Nieren mit einem gefäßarmen Tumor und Nieren mit einer Solitärzyste ließ sich häufig keine sichere Differenzierung treffen, weshalb diese Veränderungen in einer Gruppe zusammengefaßt wurden. Unter der Diagnose Schrumpfniere wurden alle schwer entzündlich destruierten Nieren gleich welcher Genese und zusätzlich auch alle arterio-arteriolosklerotisch bedingten Schrumpfnieren zusammengestellt. Waren an einer Niere mehrere pathologische Veränderungen festgestellt worden, so wurde sie nach der schwerstwiegenden Erkrankung in die verschiedenen Diagnosegruppen eingeteilt.

2. Strömungsgeschwindigkeiten

Mit der Methode der EKG-gesteuerten Injektion und der zeichnerischen Auswertung der Filme gelang es mit radiologischen Mitteln zum ersten Mal, am Menschen die verschiedenen in der Nierenarterie während einer Herzaktion auftretenden Geschwindigkeiten zu messen.

Ähnliche Untersuchungen wurden bereits von anderen Autoren jedoch an längeren Gefäßen mit geringerer Strömungsgeschwindigkeit ausgeführt; zum Beispiel hat HEUCK (38) die Strömungsgeschwindigkeiten in der A. femoralis gemessen. Dabei genügte bereits die Injektion eines Kontrastmittelbolus, da sich die Bolusspitze wegen der Länge der Femoralarterie im Verlauf einer gesamten Herzaktion verfolgen läßt. Nach einer Filmszene kann aus dem Kontrastmittelvorschub eine Strömungsgeschwindigkeitskurve erstellt werden, wenn gleichzeitig eine EKG-Registrierung erfolgte. Auch ZIMMERMANN (100) konnte am Tier bei der angiographischen Darstellung der Koronarien mit Kontrastmittel die pulsierende Strömung des Blutes abhängig von der Herzaktion nachweisen. BARTL hat sich vorallem mit den in der Aorta auftretenden systolischen und diastolischen Geschwindigkeiten befaßt. Weitere Strömungsmessungen am Modell oder am Tier wurden von OHLSSON und anderen (62, 65, 83) mit öligen Kontrastmitteln durchgeführt.

Über systolische und diastolische Strömungsgeschwindigkeiten ebenso wie über Strömungsgeschwindigkeitskurven in Nierengefäßen existieren in der radiologischen Literatur keine Angaben. Im Gegensatz zu meinen Untersuchungen treten bei den Messungen von DEININGER und HEUCK (20) in der Nierenarterie keine unterschiedlichen Geschwindigkeiten innerhalb einer Herzaktion auf. Nach mehrfacher, ungezielt vorgenommener Injektion zu verschiedenen Zeiten der Herzphase brachte die Auswertung fast immer die gleichen Ergebnisse.

Für die Aorta gibt BARTL eine mittlere systolische Geschwindigkeit von 50 cm/sec bis 70 cm/sec an. Die systolische Maximalgeschwindigkeit betrug dabei 120 cm/sec; sie erreichte bei meinen Messungen in der Nierenarterie maximal 109,1 cm/sec. Diese hohe, fast an Aortenwerte grenzende Geschwindigkeit erklärt sich durch den niedrigen peripheren Widerstand in der Niere.

Mit der beschriebenen Methode ließ sich für jede untersuchte Nierenhauptarterie eine Strömungsgeschwindigkeitskurve aus 4 bis 8 Meßpunkten erstellen. Daraus wurde planimetrisch die mittlere Strömungsgeschwindigkeit bestimmt. Bei normalen Nieren betrug das Mittel aus allen Werten 46,8 cm/sec. DEININGER gibt als Mittelwert der gemessenen Frontgeschwindigkeiten in der Nierenarterie 56,0 cm/sec mit einer Standardabweichung von $\pm 24,0$ cm/sec bei gesunden Nieren an. Dieser ganz erheblichen Streuung der Meßwerte mit durchschnittlichen Minimalgeschwindigkeiten von 10 cm/sec bis 15 cm/sec und durchschnittlichen Maximalgeschwindigkeiten von 150 cm/sec bis 155 cm/sec steht eine erheblich geringere Streuung bei meinen Untersuchungen gegenüber. Bei einer Standardabweichung von $\pm 7,0$ cm/sec liegen die Maximal- bzw. Minimalwerte bei 60,5 cm/sec bzw. bei 34,4 cm/sec. DEININGER erklärt die große Streuung seiner Meßwerte mit der Variabilität physiologischer Regelfunktionen. Beitragen können zu dieser großen Streubreite auch ungezielt vorgenommene Injektionen und eine Auswertung ohne Berücksichtigung der EKG-Phase. Es scheint unwahrscheinlich, daß die durchschnittliche Strömungsgeschwindigkeit in der Hauptarterie einer gesunden Niere höher liegt als die systolische Maximalgeschwindigkeit in der Aorta.

Ähnlich ist die geringste bei DEININGER angegebene durchschnittliche Strömungsgeschwindigkeit in einer normalen Niere zu beurteilen. Solche Werte treten sonst nur in kleinen Parenchymarterien auf. Der Mittelwert der Frontgeschwindigkeiten von Nierenzysten liegt nach DEININGER bei $50,2 \pm 19,4$ cm/sec. Auch hier fällt eine relativ hohe Streuung der Werte auf. Allerdings besteht auch bei meinen Ergebnissen eine weniger ausgeprägte, aber deutlich erhöhte Streubreite gegenüber normalen Nieren (Mittelwert: $40,9 \pm 11,2$ cm/sec). Der Mittelwert aus 12 von mir untersuchten Nieren mit einem gefäßreichen Karzinom betrug $47,7 \pm 5,4$ cm/sec. DEININGER gibt für 4 Hypernephrome einen Mittelwert von $44,5$ cm/sec an. Auch in seinen Untersuchungen ließ sich keine Beziehung zwischen Strömungsgeschwindigkeit und Größe des Prozesses erkennen. Ergebnisse von Schrumpfnieren, arterio-arteriolosklerotisch veränderten Nieren oder hypertrophierten Nieren liegen bei anderen Autoren nicht vor. Der Durchschnittswert aller mittlerer Geschwindigkeiten in Nierenhauptarterien betrug $43,1$ cm/sec. BARTL fand bei seinen Untersuchungen einen Wert von $44,0$ cm/sec.

Über die röntgenologische Messung von Strömungsgeschwindigkeiten in kleinen Nierenarterien liegen nur bei BARTL Angaben vor. Nach seinen Untersuchungen ergaben sich, bezogen auf den Arterien Durchmesser, Geschwindigkeitswerte, die im Bereich meiner Ergebnisse liegen. Eine Aufgliederung der einzelnen Ergebnisse nach Diagnosen erfolgte bei BARTL nicht. WIDMER untersuchte am hyperämisierten Kaninchenohr unter Sicht die Strömungsgeschwindigkeiten in kleinen Gefäßen. Auch er konnte deutliche systolisch-diastolische Geschwindigkeitsunterschiede feststellen. Bei Gefäßen mit einem Durchmesser von $0,8$ mm bis

0,9 mm betrugen die systolischen Geschwindigkeiten etwa 23 cm/sec, die diastolischen etwa 10 cm/sec (97). Diese Werte korrelieren mit den Ergebnissen meiner Untersuchungen.

Strömungsgeschwindigkeitskurven ließen sich in Gefäßen bis zu einem Durchmesser von etwa 1 mm erstellen. Auch hier bestand ein deutlicher Unterschied zwischen systolischer und diastolischer Geschwindigkeit. Vergleicht man die Beziehung von mesodiastolischer Geschwindigkeit und Durchmesser bei normalen Nieren und Schrumpfnieren, so besteht zwischen beiden Gruppen kein wesentlicher Unterschied. Eine Ausnahme bilden die kleinen, direkt auf ein hypervaskularisiertes Nierenkarzinom führenden Gefäße. Dabei handelte es sich meist um längere, gestreckte Gefäße ohne Verzweigungen mit stark erhöhten Strömungsgeschwindigkeiten im Verhältnis zum Durchmesser. Sie lassen sich durch eine Abnahme des peripheren Widerstandes im Tumorgebiet erklären. Die Verminderung des Widerstandes führt in der Nierenhauptarterie bei großen Tumoren zu einer Flowzunahme, jedoch nicht zu einer Steigerung der Strömungsgeschwindigkeit. Serienangiographisch diagnostizierte Strömungsverlangsamungen in kleinen Gefäßen als Zeichen von entzündlichen Veränderungen konnten durch meine Messungen nicht bestätigt werden. Teilweise lassen sich diese Strömungsverlangsamungen durch die Verwendung größerer Kontrastmittelmengen bei der Routineuntersuchung erklären. Abhängig von der Dosis können umschriebene, reversible Gefäßspasmen entstehen, die nach einer Injektionspause bei meinen Messungen durch Applikation von 0,5 ml Kontrastmittel nicht mehr ausgelöst werden konnten.

Teilweise traten diese Strömungsverlangsamungen in langen Gefäßen auf, die längere Zeit als kurze Arterien mit Kontrastmittel gefüllt sind und daher den Eindruck einer verlangsamten Strömung erwecken.

3. Durchmesser

Bei meinen Messungen konnten keine wesentlichen pulssynchronen Durchmesserschwan-
kungen beobachtet werden. Ausgeprägte Lumenänderungen sind bei der muskelstarken Nierenarterie nicht zu erwarten (66). Geringgradige Durchmesseränderungen lassen sich nur schwer erfassen, da die Nierenarterie während eines Herzzyklus ihre Lage erheblich ändert (5), so daß die Messung oft nicht an der gleichen Stelle erfolgen kann. Um maximal 4% unterschieden sich die an einer Stelle gemessenen Durchmesser während einer Herzaktion. Eine sichere Korrelation mit dem Druckverlauf innerhalb eines Herzzyklus wurde nicht festgestellt. Zudem liegen die erhaltenen Durchmesserschwan-
kungen im Bereich der Meßfehlerbreite, die in Abbildung 33 dargestellt ist. Deshalb wurde für die endgültige Durchmesserberechnung ein Mittelwert aus 20 bis 40 Einzelmessungen für jede Nierenhauptarterie herangezogen. BARTL konnte in seinen Untersuchungen ebenfalls keine Durchmesserschwan-
kungen messen. Nach RUTISHAUSER betragen die Lumenänderungen an der A. carotis communis nie mehr als 5% (74).

4. Durchblutung

Nach den Messungen von Physiologen beträgt die durchschnittliche Durchblutung einer normalen Niere etwa 560 ml/min bis 630 ml/min (29, 70, 79).

Bei meinen Untersuchungen ergab der Durchschnitt aus allen Messungen gleich welcher Diagnose 579 ml/min. Als Mittelwert bei gesunden Nieren wurden 607 ml/min errechnet mit einer Standardabweichung von $\pm 82,3$ ml/min. DEININGER gibt bei Nierengesunden eine durchschnittliche Durchströmung von 561 ml/min an; wie bei den Geschwindigkeitswerten besteht auch hier eine große Streubreite (Standardabweichung: 267 ml/min). Auf deren Ursache wurde bereits eingegangen. Für Nierenzysten errechnet DEININGER einen Mittelwert von 338 ± 41 ml/min. Die durchschnittlichen Ergebnisse bei meinen Messungen lagen nur gering unter den Normwerten mit 529 ± 221 ml/min. Eine deutliche Abhängigkeit von der Größe des tumorösen Gewebes zeigt sich bei den gefäßreichen Nierenkarzinomen. Der Flow lag bei kleinen Karzinomen (3 cm x 3 cm) noch im Normbereich; bei größeren Tumoren, bei denen fast das gesamte Parenchym zerstört war, stieg er bis auf 1030 ml/min. Aufgrund dieser Befunde muß für die Endstrombahn eine Verminderung des peripheren Widerstandes angenommen werden, die eine erhöhte Durchblutung bedingt. Von DEININGER wurde über 4 Karzinome berichtet, von denen je 2 über der Norm und je 2 unter den Werten gesunder Nieren lagen.

Bei einseitigen Schrumpfnieren scheint die kontralaterale Seite die Minderdurchblutung durch eine Hypertrophie und Mehrdurchblutung zu kompensieren. In 2 Fällen ergab der Gesamtflow beider Nieren 1249 ml/min bzw. 1420 ml/min, während die Durchblutung der Schrumpfniere jeweils 389 ml/min bzw. 300 ml/min zeigte. Auch im Fall einer tumorös völlig destruierten Niere wies die kontralaterale Seite eine deutlich

erhöhte Durchströmung auf. Nierenhypertrophien entstehen also nicht nur durch Schrumpfung der kontralateralen Seite, sondern auch durch eine tumoröse Zerstörung.

Aufgrund der bekannten histologischen Veränderungen an Gefäßen und Glomerula war die Durchblutung von Schrumpfnieren am geringsten. Als Vorstufe davon zeigen bereits Nieren mit arterio-arteriolosklerotischen Veränderungen eine gegenüber der Norm verminderte Durchblutung.

5. Peripherer Widerstand

Zur Beurteilung vaskulärer Nierenerkrankungen scheint der periphere Widerstand eine gute Differenzierungsmöglichkeit zu bieten. Gesunde Nieren bilden trotz erheblich verschiedener Flowwerte hinsichtlich des peripheren Widerstandes eine recht einheitliche Gruppe. Je nach den Gefäßveränderungen in der Endstrombahn kommt es bei den verschiedenen Erkrankungen dann zu einer Zu- oder Abnahme des Widerstandes, der allerdings nur einen Hinweis auf vaskuläre Veränderungen, nicht unbedingt aber auf die Gesamtfunktion geben kann. Im Bereich kleiner Gefäße läßt sich eine deutliche Widerstandszunahme bei Lumenweiten unter 1 mm bis 2 mm zeigen, wie sie auch von Physiologen beschrieben wird (70). Durch Widerstandsberechnungen in kleinen Gefäßen können auch Veränderungen im dazugehörigen Parenchymbezirk beurteilt werden.

Die pathologischen Veränderungen im Nierenparenchym verursachen Änderungen des peripheren Widerstandes.

Durch Verengerung und Obliteration von Gefäßen kommt es bei Schrumpfnieren zu einem deutlichen Anstieg des Strömungswiderstandes. Im Bereich eines kleinen gefäßreichen Nierenkarzinoms entsteht zunächst nur eine lokale Widerstandsverminderung, die sich in kleinen Arterien durch stark erhöhte Strömungsgeschwindigkeiten äußert. Erst mit zunehmender Größe des Tumors beeinflußt die lokale Widerstandsverminderung den gesamten Strömungswiderstand in der Niere und führt zu einem erheblichen Absinken des Widerstandswertes.

6. Vergleich mit dem Cinedensitometrischen Verfahren nach HEUCK

Um die Leistungsfähigkeit beider Methoden vergleichen zu können, wurde an Hand von 3 Fällen mit 14 Filmszenen die Strömungsgeschwindigkeit sowohl mit dem zeichenanalytischen als auch mit dem cinedensitometrischen Verfahren nach HEUCK ausgewertet. Der Vergleich erfolgte auf der Basis der Frontgeschwindigkeitsmessung.

Bei der cinedensitometrischen Auswertung wird die Zeit gemessen, die ein Kontrastmittelbolus benötigt, um eine bestimmte Gefäßstrecke zu durchlaufen, die durch die Position zweier Meßzellen vorgegeben ist. Dieses Zeitintervall wird durch die Zahl der abgelaufenen Bilder ausgedrückt. Das zeitliche Auflösungsvermögen nimmt mit steigender Bildfrequenz zu. Für ausreichend genaue Meßergebnisse in der Nierenarterie kann als Richtwert eine Kamerafrequenz von 150 bis 200 Bildern in der Sekunde angegeben werden. Die zeichenanalytische Auswertung bestimmt den Kontrastmittelbolusvorschub in einem konstanten Zeit-

intervall, das durch die Kamerafrequenz vorgegeben wird. Bereits bei Frequenzen von 50 bis 90 Bildern in der Sekunde wird eine hohe Meßgenauigkeit erreicht, die bei steigender Frequenz nicht wesentlich zunimmt.

Die Filme waren nach der Methode der EKG-gesteuerten Injektion mit einer Kamerafrequenz von 50 Bildern pro Sekunde aufgenommen worden. Diese niedrige Aufnahmegeschwindigkeit kann bei der cinedensitometrischen Auswertung Meßfehler verursachen, die von der Lage der Meßzellen abhängen. Deshalb wurden zur Auswertung jeder Szene mehrmals die Meßköpfe auf der Gefäßachse verschoben und Messungen vorgenommen. Ein Vergleich der Ergebnisse beider Methoden ergab einen überraschend hohen durchschnittlichen Korrelationskoeffizienten von 0,99 (Messungen des Institutes für Biomedizinische Technik an der Universität Stuttgart). Bei Kenntnis der EKG-Phase lassen sich mit der Cinedensitometrie die verschiedenen, während einer Herzaktion auftretenden Geschwindigkeiten messen und Strömungsgeschwindigkeitskurven erstellen.

Bei der guten Übereinstimmung beider Auswertemethoden überrascht, daß DEININGER durch zeitlich gezielte Injektionen von Kontrastmittel in die Nierenarterie niemals unterschiedliche Strömungsgeschwindigkeiten messen konnte. Zu erwarten wäre eine statistische Streuung der Werte über eine Strömungsgeschwindigkeitskurve. Bei den Vergleichsuntersuchungen waren auch cinedensitometrisch erheblich unterschiedliche Strömungsgeschwindigkeiten in der Nierenarterie nachgewiesen worden.

7. Vergleichende Untersuchungen mit elektromagnetischen Strömungsmessern

Eine Wertung der beschriebenen Methode mit Beurteilung von Fehlermöglichkeiten kann nur durch vergleichende Untersuchungen mit einer definierten, direkten Meßmethode vorgenommen werden. Als Abschluß dieser Arbeit waren vergleichende Messungen mit elektromagnetischen Strömungsmessern als Reverenzsystem vorgesehen, die jedoch aus zeitlichen Gründen nicht durchgeführt werden konnten.

Z U S A M M E N F A S S U N G

Die Ergebnisse basieren auf der angiographischen Untersuchung von 80 Nieren mit Hilfe der Röntgenkinematographie und der zeichnerischen Auswertung der Filme.

1. Mit dieser Methode gelang es zum ersten Mal, in der Nierenarterie die verschiedenen während einer Herzaktion auftretenden Strömungsgeschwindigkeiten mit radiologischen Mitteln zu messen und daraus Strömungsgeschwindigkeitskurven zu erstellen. Bei normalen Nieren betrug der Durchschnitt aus allen mittleren Strömungsgeschwindigkeiten $46,8 \pm 7,0$ cm/sec, bei Schrumpfnieren $35,0 \pm 7,2$ cm/sec. Die Ergebnisse von arterio-arteriolo-sklerotisch veränderten Nieren lagen mit $36,5 \pm 10,3$ cm/sec etwas höher, ebenso Nieren mit Zysten oder gefäßarmen Tumoren bei einem Durchschnittswert von $40,9 \pm 11,2$ cm/sec. Hypervaskularisierte Nierenkarzinome zeigen nur wenig von der Norm abweichende Geschwindigkeiten mit $47,6 \pm 5,4$ cm/sec. Die höchsten Durchschnittswerte erreichten hypertrophierte Nieren mit $57,0 \pm 10,5$ cm/sec.

Strömungsgeschwindigkeitskurven können auch in kleinen Gefäßen bis zu einem Durchmesser von 1 mm erstellt werden. Das Verhältnis von mittlerer Geschwindigkeit zum Durchmesser zeigt zwischen normalen Nieren, Nieren mit Zysten oder gefäßarmen Tumoren und Schrumpfnieren keinen signifikanten Unterschied. Auffällig hohe Strömungsgeschwindig-

keiten treten in kleinen, meist unverzweigten Gefäßen auf, die direkt zu einem gefäßreichen Nierenkarzinom führen. Serienangiographisch diagnostizierte Strömungsverlangsamungen als Zeichen entzündlicher Veränderungen konnten durch die Geschwindigkeitsmessungen nicht bestätigt werden.

2. Die niedrigsten Flowwerte wurden bei Schrumpfnieren mit einer durchschnittlichen Durchblutung von 277 ± 68 ml/min gemessen. Deutlich höhere Werte mit 526 ± 70 ml/min als Durchschnitt wurden bei Nieren mit arterio-arteriolosklerotischen oder entzündlichen Veränderungen beobachtet. Eine breite Streuung der Meßwerte zeigte sich an Nieren mit Zysten oder gefäßarmen Tumoren mit 529 ± 221 ml/min. Der Mittelwert der Durchblutung aller gesunden Nieren betrug 608 ± 82 ml/min. Abhängig von der Tumorgroße weisen gefäßreiche Nierenkarzinome normale bis deutlich erhöhte Werte auf. Als Durchschnittswert wurden 819 ± 148 ml/min errechnet. Die numerisch höchsten Ergebnisse wurden bei hypertrophierten Nieren mit 998 ± 148 ml/min gefunden.
3. Gesunde Nieren bilden trotz erheblich verschiedener Flowwerte hinsichtlich des Strömungswiderstandes eine einheitliche Gruppe mit einem Durchschnittswert von $129 \pm 10 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$. Die höchsten Widerstandswerte traten erwartungsgemäß bei Schrumpfnieren mit einem Mittelwert von $460 \pm 185 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$ auf. Der Durchschnittswert bei Nieren mit arterio-arteriolosklerotischen oder entzündlichen Veränderungen ergab $174 \pm 34 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$. Ähn-

liche Ergebnisse wurden für Nieren mit Zysten oder gefäßarmen Tumoren mit $184 \pm 89 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$ errechnet. Dabei bestand keine Korrelation zwischen der Größe verdrängender Prozesse und den Widerstandswerten. Dagegen zeigen gefäßreiche Nierenkarzinome abhängig von der Größe des pathologisch veränderten Gewebes normale bis unter der Norm liegende Ergebnisse mit einem Mittelwert von $106 \pm 45 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$. Eine deutliche Verminderung des Strömungswiderstandes wurde bei einer hypertrophierten Niere mit $89 \frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$ gefunden.

4. Vergleichende Auswertung einiger Filmszenen durch die HEUCK'sche Arbeitsgruppe lassen eine gute Übereinstimmung in der Auswertegenauigkeit erkennen. Eine endgültige Beurteilung der Fehlermöglichkeiten läßt sich erst nach vergleichenden Untersuchungen mit einer definierten, direkten Meßmethode treffen.

T A B E L L E I

Meßergebnisse in den einzelnen Nierenhauptarterien mit Darstellung der Werte von Strömungsgeschwindigkeit, Durchblutung und Widerstand unter Berücksichtigung der Diagnose.				
Patienten-Nr.	Strömungs- geschwindigkeit (cm/sec)	Durchblutung (ml/min)	Strömungs- widerstand ($\frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$)	Diagnose (Abkürzung)
A 709 L	59,9	710	92	Z
A 708 R	58,2	840	114	Z
A 708 L	51,5	764	146	Ca
A 707 L	37,7	263	410	S
A 706 R	40,6	668	132	N
A 706 L	52,1	740		N
	33,6			
A 705 R	28,0	420	180	Aa
A 705 L	27,8	269		Z
	17,4			
A 704 R	33,8	475	197	Z
A 703 R	27,7	201	377	S
A 703 L	39,3	236	322	S
A 702 R	36,7	829		Z
	35,2			
A 702 L	27,6	550	140	Z
A 701 L	30,9	464	185	Aa
A 700 R	46,4	346	281	S
A 700 L	18,8	165	620	S
A 699 R	34,3	272	248	Z

Patienten-Nr.	Strömungsge- schwindigkeit (cm/sec)	Durchblutung (ml/min)	Strömungs- widerstand ($\frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$)	Diagnose (Abkürzung)
A 699 L	35,3	297	345	Z
A 698 R	27,8	530	190	Aa
A 698 L	32,9	552		Aa
	27,4			
A 697 L		Technischer Defekt		
A 696 R	46,2	862	88	Ca
A 696 L	44,7	561	134	N
A 695 R	72,3	1130	89	H
A 695 L	48,4	641	140	Aa
A 694 R	54,9	1060	83	Ca
A 694 L	44,4	605	143	N
A 693 R	57,4	795	138	N
A 693 L	36,1	426	233	Z
A 692 R		Technischer Defekt		
A 691 R	45,7	587	120	N
A 691 L	44,5	755	99	Z
A 690 R	60,5	468		N
A 690 L	55,4	626		N
A 689 L	33,8	519	236	Aa
A 689 R	59,9	971		Ca
A 688 R	40,6			
A 687 R	29,7	198	750	S
A 687 L	39,9	540	290	Ca
A 686 R	34,4	610	118	N
A 686 L	47,5	670	120	N
A 685 R	34,6	300		S
A 685 L	48,5	1120		H
A 684 L	37,1	552		H
A 684 R	35,4			N

Patienten-Nr.	Strömungs- geschwindigkeit (cm/sec)	Durchblutung (ml/min)	Strömungs- widerstand ($\frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$)	Diagnose (Abkürzung)
A 684 L	42,7 31,0	563		N
A 683 L	40,2	520		N
A 681 R	40,5	389		S
A 681 L	52,5	860		H
A 680 R	37,9	375 Polgefäß		N
A 680 L	33,4	339		S
A 679 R	37,9	236		Z
	23,6	Polgefäße		
A 678 R	49,7	775		N
	32,6			
	22,9			
A 678 L	40,4	559		N
	32,8			
	26,6			
A 677 L	20,6	93		Z
	7,3	Polgefäße		
A 676 R	41,5	639		Ca
A 675 R	40,4	671		Ca
A 674 R	50,4	560		N
A 673 R	53,3	929		Ca
A 672 L	39,5	630		N
A 671 R	31,2	283		S
A 670 R	50,5	552		Aa
A 669 R	45,1	802		Ca
A 669 L	54,8	880		H
A 668 R	38,0	403		Z
A 666 L	35,2	305		S

Patienten-Nr.	Strömungsge- schwindigkeit (cm/sec)	Durchblutung (ml/min)	Strömungs- widerstand ($\frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}}$)	Diagnose (Abkürzung)
A 665 R	41,3	510		N
A 664 R	52,4	830		Ca
A 663 R	45,4	528		N
A 662 L	48,1	895		Ca
A 661 L		Technischer Defekt		
A 660 L	44,7	230		S
A 659 L	48,7	592		N
A 658 R	31,2	251		S
A 657 R		Technischer Defekt		
A 656 L	43,1	628		N
A 655 R	40,0	369		S
A 654 L	25,7	170 Polgefäß		N
A 653 R	50,9	875		Ca
A 652 R	47,5	564		N
A 651 R	33,4	320 Polgefäß		S
A 649 R	56,8	655		N

Aufschlüsselung für die Einteilung in die verschiedenen Diagnosegruppen:

N: Normale Nieren, S: Schrumpfnieren, Z: Nieren mit Zysten oder gefäßarmen Tumoren,
 Ca: Gefäßreiche Nierenkarzinome, Aa: arterio-arteriolosklerotisch veränderte Nieren,
 H: Nierenhypertrophie

T A B E L L E II

 SYSTOLISCHE STRÖMUNGSGESCHWINDIGKEITEN IN NIEREN-
 ARTERIEN IN ABHÄNGIGKEIT VOM GEFÄSSDURCHMESSER

Durchmesser	Strömungsge-	Durchmesser	Strömungsge-
(mm)	schwindigkeit	(mm)	schwindigkeit
	(cm/sec)		(cm/sec)

GESUNDE NIEREN

0,89	22,4	3,38	42,8
1,22	24,2	3,64	59,5
1,25	27,7	4,05	88,5
1,60	43,0	4,06	87,3
1,71	32,8	4,09	43,6
1,88	22,0	4,11	38,2
1,95	30,7	4,11	25,7
2,12	24,0	4,16	18,2
2,20	27,4	4,27	53,2
2,25	26,9	4,35	59,6
2,28	30,2	4,46	98,2
2,35	18,2	4,49	96,8
2,36	35,0	4,93	65,6
2,40	23,6	4,95	73,5
2,40	36,4	5,16	77,4
2,41	34,2	5,22	53,6
2,57	20,6	5,23	65,0
2,57	43,0	5,30	81,4
2,65	29,3	5,42	76,7
3,07	34,7	5,65	45,0
3,07	31,0	5,95	60,9
3,13	34,4	6,00	54,9
3,17	33,3	6,36	49,6
3,21	46,4	6,77	67,5
3,30	42,7	7,25	51,2
3,37	31,0		

Durchmesser	Strömungsge-	Durchmesser	Strömungsge-
(mm)	schwindigkeit	(mm)	schwindigkeit
(mm)	(cm/sec)	(mm)	(cm/sec)

SCHRUMPFNIEREN

1,39	24,4	3,21	39,0
1,65	26,7	3,49	61,7
1,71	15,2	3,76	38,4
1,71	31,0	3,85	60,7
1,74	24,1	3,93	43,4
1,78	41,0	4,08	61,0
1,82	27,8	4,30	47,1
1,90	27,4	4,40	42,8
2,35	27,6	4,43	49,5
2,40	40,8	4,53	98,9
2,98	22,1	4,85	61,6

ARTERIO-ARTERIOLOSKLEROTISCHE NIEREN

1,07	26,7	2,20	29,7
1,10	32,6	2,30	18,7
1,32	17,8	2,53	29,1
1,48	20,5	2,69	38,4
1,56	23,2	3,36	22,1
1,56	19,2	3,62	58,3
1,57	21,0	3,88	34,4
1,65	22,0	4,96	65,0
1,87	21,8	5,65	44,9
1,90	32,0	5,80	48,5

Durchmesser	Strömungsge-	Durchmesser	Strömungsge-
(mm)	schwindigkeit	(mm)	schwindigkeit
	(cm/sec)		(cm/sec)

NIEREN MIT ZYSTEN ODER GEFÄSSARMEN TUMOREN

0,88	21,4	2,70	44,8
0,91	22,9	2,77	53,0
1,00	25,4	2,83	30,0
1,31	32,8	3,02	26,2
1,40	23,9	3,20	29,5
1,48	25,8	3,30	45,1
1,81	32,4	3,95	41,6
1,95	34,8	3,95	28,0
2,06	37,2	4,00	30,0
2,22	39,0	4,17	51,4
2,31	38,0	4,21	57,6
2,32	29,2	5,11	60,1
2,34	25,3	5,64	54,3
2,40	35,5	5,65	72,1
2,58	36,2	5,90	109,1
2,63	43,0		

GEFÄSSREICHE NIERENKARZINOME

1,05	29,7	3,26	23,8
1,22	32,7	3,73	42,0
1,25	66,3	3,83	87,8
1,81	48,0	4,07	25,6
1,81	34,4	4,97	24,4
1,95	18,4	5,20	60,9
2,63	52,7	5,36	62,7
2,70	51,0	5,65	96,9
2,97	45,6	6,31	66,8
3,07	66,2	6,40	84,6

T A B E L L E I I I

STRÖMUNGSGESCHWINDIGKEITEN IN NIERENARTERIEN IN AB-
HÄNGIGKEIT VOM GEFÄSSDURCHMESSER IN DER MITTLEREN
DIASTOLE

Durchmesser	Strömungsge-	Durchmesser	Strömungsge-
(mm)	schwindigkeit	(mm)	schwindigkeit
	(cm/sec)		(cm/sec)

GESUNDE NIEREN

0,89	13,5	3,38	28,9
1,22	14,4	3,64	33,4
1,25	17,2	4,05	53,7
1,60	14,2	4,06	53,5
1,71	17,0	4,09	33,3
1,88	13,3	4,11	16,6
1,95	16,0	4,11	11,9
2,12	15,7	4,16	12,6
2,20	12,5	4,27	37,3
2,25	16,2	4,35	34,6
2,28	10,4	4,46	52,9
2,35	9,9	4,49	56,5
2,36	18,9	4,93	36,5
2,40	19,3	4,95	47,2
2,40	19,7	5,16	39,1
2,41	19,8	5,22	29,8
2,57	12,2	5,23	45,2
2,57	28,2	5,30	43,5
2,65	15,9	5,42	51,7
3,07	10,9	5,65	25,5
3,07	22,6	5,95	37,1
3,13	21,3	6,00	36,0
3,17	17,3	6,36	25,0
3,21	29,5	6,77	41,2
3,30	20,9	7,25	35,0
3,37	17,8		

Durchmesser	Strömungsge-	Durchmesser	Strömungsge-
	schwindigkeit		schwindigkeit
(mm)	(cm/sec)	(mm)	(cm/sec)

SCHRUMPFNIEREN

1,39	11,0	3,21	21,9
1,65	16,5	3,49	32,1
1,71	10,6	3,76	24,3
1,71	14,4	3,85	36,6
1,74	16,7	3,93	22,4
1,78	25,0	4,08	38,2
1,79	13,8	4,30	29,7
1,82	13,1	4,40	24,9
1,90	20,4	4,43	39,7
2,35	16,0	4,53	39,8
2,40	28,2	4,85	38,3
2,98	4,1		

ARTERIO-ARTERIOLOSKLEROTISCHE NIEREN

1,07	13,5	2,20	14,1
1,10	22,0	2,30	10,7
1,32	13,4	2,53	14,6
1,48	14,6	2,69	16,9
1,56	15,6	3,36	14,5
1,56	15,8	3,62	23,7
1,57	10,2	3,88	18,9
1,65	10,6	4,96	30,8
1,87	13,5	5,65	26,1
1,90	17,7	5,80	31,6

Durchmesser	Strömungsge- schwindigkeit	Durchmesser	Strömungsge- schwindigkeit
(mm)	(cm/sec)	(mm)	(cm/sec)

NIEREN MIT ZYSTEN ODER GEFÄSSARMEN TUMOREN

0,88	6,0	2,70	22,6
0,91	12,3	2,77	27,8
1,00	8,7	2,83	14,2
1,31	17,6	3,02	16,2
1,40	15,8	3,20	12,2
1,48	14,3	3,30	27,9
1,81	14,8	3,95	26,0
1,95	22,5	3,95	20,1
2,06	18,8	4,00	16,2
2,22	16,3	4,17	32,0
2,31	23,4	4,21	30,0
2,32	15,7	5,11	28,2
2,34	33,1	5,64	28,8
2,40	27,2	5,65	26,0
2,58	19,4	5,90	55,6
2,63	29,6		

GEFÄSSREICHE NIERENKARZINOME

1,05	20,1	3,26	14,8
1,22	21,3	3,73	18,6
1,25	41,5	3,83	52,5
1,81	17,0	4,07	9,7
1,81	17,1	4,97	15,6
1,95	13,1	5,20	35,2
2,63	25,0	5,36	31,5
2,70	23,0	5,65	41,5
2,97	27,2	6,31	38,1
3,07	29,3	6,40	45,7

T A B E L L E IV

STRÖMUNGSWIDERSTAND IN KLEINEN NIERENARTERIEN IN AB-
HÄNGIGKEIT VOM GEFÄSSDURCHMESSER

Durchmesser	Strömungs- widerstand	Durchmesser	Strömungs- widerstand
(mm)	($\frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}} 10^3$)	(mm)	($\frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}} 10^3$)

GESUNDE NIEREN

1,06	9,58	2,57	2,52
1,70	2,03	2,65	1,51
1,71	3,89	3,00	1,79
1,88	3,67	3,07	0,99
1,95	4,30	3,07	2,10
2,04	1,78	3,13	1,10
2,04	1,66	3,17	2,44
2,20	2,86	3,18	1,01
2,25	2,44	3,18	1,68
2,28	1,88	3,32	0,84
2,40	1,77	3,37	1,09
2,40	2,08	3,66	0,57
2,41	1,65	4,11	0,50
2,53	3,17	5,22	0,24
2,57	1,24		

SCHRUMPFNIEREN

0,89	13,30	1,71	5,07
1,22	7,48	1,78	2,69
1,39	11,50	1,79	3,03
1,57	7,86	1,90	2,86
1,66	7,30	2,40	1,36
1,70	8,15	2,58	10,00
1,71	5,30	2,66	6,25

Durchmesser	Strömungs- widerstand	Durchmesser	Strömungs- widerstand
(mm)	$(\frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}} 10^3)$	(mm)	$(\frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}} 10^3)$

ARTERIO-ARTERIOLOSKLEROTISCH VERÄNDERTE NIEREN

0,98	14,8	1,90	3,87
1,07	12,5	1,97	2,75
1,10	2,64	2,00	2,68
1,32	8,20	2,20	2,30
1,56	8,53	2,30	1,74
1,57	7,27	2,33	2,06
1,60	4,15	2,53	2,61
1,65	6,80	2,69	1,23
1,73	3,79	3,36	0,75
1,77	4,07	3,88	0,68
1,87	5,52		

NIEREN MIT ZYSTEN ODER GEFÄSSARMEN TUMOREN

0,82	15,1	2,34	1,53
1,40	7,83	2,38	2,63
1,64	5,67	2,58	1,18
1,67	2,05	2,63	1,27
1,80	4,18	2,70	1,18
1,84	2,12	3,02	1,08
2,06	4,35	3,18	1,04
2,06	4,00	3,20	1,19
2,77	1,19	3,38	0,86
2,83	1,27	3,67	0,46
2,18	2,65	3,95	0,49
2,22	2,30	4,00	0,58
2,28	1,20		

Durchmesser	Strömungs-	Durchmesser	Strömungs-
	widerstand		widerstand
(mm)	$(\frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}} 10^3)$	(mm)	$(\frac{\text{mm Hg}}{\text{l/min}} 10^3)$

GEFÄSSREICHE NIERENKARZINOME

1,05	9,85	2,63	1,62
1,22	7,04	2,70	1,30
1,25	4,25	3,07	0,99
1,47	3,93	3,26	1,02
1,81	4,25	3,72	0,47
1,81	3,83	3,73	1,05
1,95	2,41	4,07	1,98
2,12	4,66	4,97	0,37
2,40	4,27		

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1. ADELOYE, A., S.A. ODUNTAN:
Changes in hemodynamics and blood gases
during carotid cerebral angiography with
sodium-methylglukamine diatrizoate (Uro-
grafin 60%).
Br. J. Radiol. 44 (1971) 949 - 954
2. ANGERSTEIN, W.:
Lexikon der radiologischen Technik in der
Medizin.
Thieme, Leipzig 1971
3. BACHMANN, D., E. HAASNER, P. SCHAEFER:
Ein neues Kontrastmittel aus der Diatri-
zoat-Reihe - Bewertung der Verträglich-
keit bei 1000 angiographischen Untersuchungen.
Röntgenblätter 20 (1967) 256 - 268
4. BACHMANN, D., P. SCHAEFER:
Nierenmißbildungen: Angiographische Befunde.
Röfo. 107 (1967) 51 - 59
5. BARTL, R.:
Röntgenkinematographie der Nierenarterien:
Strömungsgeschwindigkeiten - Pulsationen.
Dissertationsarbeit, Universität München, 1970

6. BARTL, R., H. GROSSE-WILDE, U. KLEIN:
Bildbetrachtung und Auswertung.
In: Angiographie und ihre Fortschritte, hsg.
von K.E. LOOSE.
Thieme, Stuttgart 1972
7. BAUDISCH, E., W. BAUMANN:
Über die Beeinträchtigung der Nierenfunktion
nach Nierengefäßdarstellungen.
Röfo. 100 (1964) 592
8. BECKER, J.A., I.E. KANTER, ST. PERL:
Rapid intrarenal circulation.
Amer. J. Roentg. 109 (1970) 167 - 171
9. BELAN, A. ET AL.
Komplikationen bei verschiedenen arterio-
graphischen Untersuchungsmethoden.
Röfo. 110 (1969) 57 - 64
10. BERANEK, I., A. BELAN, J. POSTPICHAL:
Möglichkeit der Messung des Druckgradienten
bei Verengerung der Nierenarterie.
Röfo. 110 (1969) 48 - 56
11. BERGMANS, R.F., W. POWESE, G.P.M. VIJVERBERG:
Die Synchronaufzeichnung von physiologischen
Kurven im Röntgenbild - ein neues Verfahren.
Röntgenblätter 25 (1972) 1 - 4
12. BOLIN, H.:
Contrast medium in kidney during angiography.
Acta. radiol. suppl. 257 (1966)

13. BORCKE, E., K. PUDWITZ:
Zur Auswahl photographischer Materialien
für die Röntgenkinematographie mit dem
Bildverstärker.
Röfo. 97 (1962) 90 - 94
14. BREITLING, G., R. HINESS:
Probleme der Dickenmessung.
In: Densitometrie in der Radiologie, hsg.
von F. HEUCK.
Thieme, Stuttgart 1973
15. BÜHLMAYER, K.:
Eine einfache Methode zur Einspiegelung von
Kreislaufgrößen in röntgenkinematographische
Filme.
Röfo. 103 (1965) 96 - 98
16. BÜHLMAYER, K., H. LUTZ, K. BRUNN, W. MAAS:
Zuordnung physiologischer Daten zu ge-
speicherten Röntgenbildern.
Röntgenblätter 25 (1972) 5 - 9
17. BÜRSCH, J., P. HEINTZEN:
Methoden und Ergebnisse der Röntgendensito-
metrie in der Kardiologie.
In: Densitometrie in der Radiologie, hsg.
von F. HEUCK.
Thieme, Stuttgart 1973

18. CHARTER, ST., G. RITCHIE:
Measurement of renal artery pressure by
catheteration in patients with and with-
out renal artery stenosis.
Circulation 33 (1966) 443 - 449
19. COEL, M.N., E.C. LASSER:
A pharmacologic basis for peripheral vas-
cular resistance changes with contrast media
injections.
Amer. J. Roentg. 111 (1971) 802 - 806
20. DEININGER, H.K.:
Meßergebnisse an der arteriellen Nierenstrom-
bahn.
In: Densitometrie in der Radiologie, hsg.
von F. HEUCK.
Thieme, Stuttgart 1973
21. DELIUS, W., U. ERIKSON:
Effect of contrast medium on blood flow and
blood pressure in lower extremities.
Amer. J. Roentg. 107 (1969) 869 - 876
22. DEUTIKE, P.:
Die Röntgenuntersuchung der Niere und des
Harnleiters in der urologischen Diagnostik.
Banaschewski, München 1965
23. MC DONALD, D.:
The occurrence of turbulent flow in the
rabbit aorta.
J. Physiol. 118 (1952) 340 - 347

24. EDHOLM, P., S.I. SELDINGER:
Percutaneous catheteration of the renal
artery.
Acta radiol. 45 (1956) 15
25. FELIX, R., N. HAHN, A. DÜX, ET AL.:
Hämodynamik nach Kontrastmittelinjektion
in den rechten Vorhof.
Röfo. 110 (1969) 163 - 177
26. FISCHER, H.W.:
Hemodynamic reactions to angiographic media.
Radiology 91 (1968) 66 - 73
27. FRIESINGER, G.C. ET AL.:
Hemodynamic consequences of the injection
of radiopaque material.
Circulation 31 (1965) 730 - 740
28. FUCHS, W.A.:
Fortschritte in der Angioröntgenkinemato-
graphie durch Röntgenpulsbetrieb.
Schweiz. med. Wschr. 93 (1963) 856 - 859
29. GENONG, W.F.:
Lehrbuch der medizinischen Physiologie.
Springer, Berlin - Heidelberg - New York 1974
30. GRIM, ST.:
Röntgenapparate für Schnellserienaufnahmen
und Kinematographie.
Radiologe 2 (1962) 420 - 425

31. GOTTLOB, R.:
Zur Kontrastmittelproblematik.
In: Angiographie, hsg. von K.E. LOOSE.
Thieme, Stuttgart 1966
32. HAAGE, H.:
Spasmus abdomineller Arterien bei der
Renovasographie.
In: Angiographie, hsg. von K.E. LOOSE.
Thieme, Stuttgart 1966
33. HAAGE, H., A. REHM:
Spasmus der Nierenarterien bei der Reno-
vasographie.
Röfo. 99 (1963) 649
34. HEGGLIN, R.:
Differentialdiagnose innerer Krankheiten.
Thieme, Stuttgart 1972
35. HEGGLIN, R.:
Kreislaufdiagnostik mit der Farbstoffver-
dünnungsmethode.
Thieme, Stuttgart 1962
36. HERMS, H.-J., V. TAENZER:
Infusionsurographie; Methodische Variationen
und ihre Bedeutung für die Ausscheidungs-
kinetik.
Radiologe 8 (1967) 221 - 223

37. HETTLER, M.G.:
Die Darstellungsqualität verschiedener
nierenangiographischer Verfahren.
In: Angiographie und ihre Leistungen, hsg.
von K.E. LOOSE.
Thieme, Stuttgart 1968
38. HEUCK, F., F. ANSCHÜTZ, H.-J. SCHWARZKOPF:
Ein röntgenkinematographisches Verfahren
zur quantitativen Bestimmung des Blutstrom-
volumens.
Röfo. 98 (1963) 428 - 438
39. HEUCK, F., H.-K. DEININGER, K. VANSELOW:
Ergebnisse der Röntgen-Kinedensitometrie
der Organdurchblutung.
Röntgenblätter 23 (1970) 593 - 598
40. HEUCK, F., K. VANSELOW:
Methodik und Möglichkeiten einer densito-
metrischen Kreislaufanalyse.
Röfo. 112 (1970) 69 - 82
41. HEUCK, F., K. VANSELOW:
Möglichkeiten und Informationswert der
Cinedensitometrie.
In: Densitometrie in der Radiologie, hsg.
von F. HEUCK.
Thieme, Stuttgart 1973

42. HILAL, S.K.:

Determination of the blood flow by a radiographic technique.

Amer. J. Roentg. 96 (1966) 896 - 906

43. HILAL, S.K.:

Hemodynamic changes associated with the intraarterial injection of contrast media.

Radiology 86 (1966) 615 - 633

44. HOFERICHTER, J.:

Die Nierendurchblutung nach intraaortalen Kontrastmittelinjektionen.

In: Angiographie und ihre Leistungen, hsg. von K.E. LOOSE.

Thieme, Stuttgart 1968

45. HOLM, TH.:

Röntgenkinematographie.

Radiologe 2 (1962) 401 - 407

46. KEIDEL, W.D.:

Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie.

Thieme, Stuttgart 1973

47. KJELLBERG, S.:

Die Mischungs- und Strömungsverhältnisse von wasserlöslichen Kontrastmitteln bei Gefäß- und Herzuntersuchungen.

Acta radiol. 24 (1943) 433 - 453

48. KLEIN, W., H.J. WICHMANN ET AL.:
Zur Frage der Nierentoxizität der Infusions-
urographie.
Med. Mittell. 28 (1967) 11 - 17
49. KLEYN, J.B., J. TAP:
Über die Zeitdauer, die eine Druckwelle braucht,
um einen Herzkatheter zu durchlaufen.
Verh. dtsh. Ges. Kreisf. Forsch.
32 (1966) 256 - 257
50. KOLLATH, J., P. SPITZ:
Probleme bei der Kontrastmittelverteilung
bei der Katheterhochdruckangiographie.
In: Angiographie und ihre Leistungen, hsg.
von K.E. LOOSE.
Thieme, Stuttgart 1968
51. KÜGELGEN, A.:
Die Gefäßarchitektur der Niere.
Thieme, Stuttgart 1959
52. LAVENDER, J.P. ET AL.:
The renal cortex angiogram and renal blood
flow: studies of renal cortical perfusion
under differing functional states.
Br.J. Radiol. 44 (1971) 505 - 510
53. LELEK, I.:
Die Wirkung intravenös verabreichter
Kontrastmittel auf die Niere.
Röfo. 114 (1971) 367 - 372

54. LELEK, I.:

Der Einfluß der renalen Angiographie auf die Nierenfunktion, selektive Katheterisierung und Injektion.

Röfo. 114 (1971) 26 - 32

55. LELEK, I., L. POKORNY:

Experimentelle Untersuchungen der post-angiographischen Nierenschädigung mit Diatrizoat- (Urografin, Visotrast, Uromiro) Kontrastmitteln.

Röfo. 106 (1967) 24 - 34

56. LELEK, I., L. POKORNY:

Experimentelle Untersuchungen und klinische Erfahrungen bezüglich der Methode der renalen Angiographie.

Röfo. 104 (1966) 332 - 347

57. MAYET, A., H. LÖWENECK:

Topographie des Nierenhilus

Zeitschr. Anat. Entwicklungsgesch.

127 (1968) 145 - 153

58. MAYR, B., R. BARTL, U. KLEIN:

Zeichnerische Auswertung von angiographischen Kinofilmen als Methode der Strömungsanalyse.

In: Angiographie und ihre neuesten Erkenntnisse, hsg. von K.E. LOOSE.

Gruyter, Berlin - New York 1975

59. MAYR, B., R. BARTL, D. DECKER, F.E. STIEVE:
Vergleichende zeichenanalytische und densi-
tometrische Auswertung angiographischer
Kinofilme am Beispiel der Nierendurchblutung.
In: Gemeinsamer Kongreß der Deutschen und
Österreichischen Röntgengesellschaft 1973.
Thieme, Stuttgart 1974
60. MEANEY, T.F. ET AL.:
A cinedensitometric method of measuring
blood flow by angiography.
Radiology 98 (1971) 97 - 102
61. MÖRIKE, K.D.:
Der Verlauf der Nierenarterie und ihr mög-
licher Einfluß auf die Lage der Niere.
Anat. Anz. 116 (1965)
62. MYGIND, TH.:
Contrast-loaded gelatin spherules.
Radiology 86 (1966) 138 - 140
63. MYGIND, TH.:
Particulate radiographic contrast material
for quantitative representation of blood
flow patterns.
Invest. Radiology 6 (1971) 27 - 39
64. NORDENSTRÖM, B., S. GRIM:
A method for determination of blood flow
with use of roentgen contrast medium.
Radiology 84 (1965) 644 - 655

65. OHLSSON, O.:
Left heart and aortic blood flow in the dog.
Acta. radiol. suppl. 213 (1962)
66. PATEL, D.I. ET AL.:
Relationsship of radius to pressure along
the aorta in living dogs
J. appl. Physiol. 18 (1963) 1111 - 1117
67. PATEL, D.I. ET AL.:
Pressure - flow relationsships in the
ascending aorta of man.
J. appl. Physiol. 20 (1965) 459 - 463
68. PORSTMANN, W.:
Kammerflimmern durch Röntgenkontrastmittel.
Röfo. 102 (1965) 36 - 42
69. POTTER, J.M., D.A. MC DONALD:
Cinematographic recording of the velocity
of arterial blood flow.
Nature 7 (1950) 596 - 597
70. REIN, H., M. SCHNEIDER:
Einführung in die Physiologie des Menschen.
Springer, Berlin - Göttingen - Heidelberg 1964
71. ROUILLER, Ch., A. MÜLLER:
The kidney.
Academic press, New York - London 1971

72. RUTISHAUSER, W. ET AL.:
Blood flow measurement through single
coronary arteries by roentgen densitometry.
Amer. J. Roentg. 109 (1970) Part I: 12 - 20
Part II: 21 - 24
73. RUTISHAUSER, W. ET AL.:
Evaluation of roentgen cinedensitometry
for flow measurement in models and in the
intact circulation.
Circulation 36 (1967) 951 - 963
74. RUTISHAUSER, W.:
Kreislaufanalyse mittels Röntgendensitometrie.
Huber, Bern 1969
75. RUTISHAUSER, W. ET AL.:
Kreislaufmessungen mittels Röntgendensito-
metrie.
Verh. dtsh. Ges. Kreisf. Forsch.
32 (1966) 252 - 256
76. SCHAD, N.:
Die intermittierende Kontrastmittel-
injektion in das Herz.
Thieme, Stuttgart 1967
77. SCHERING AG:
Röntgenkontrastmittel zur Urographie
und Angiographie.

78. SCHWARZKOPF, H.J., N. NIEDERMAYER ET AL.:
Hämodynamische Beobachtungen während und
nach intravaskulärer und intrakardialer
Injektion von Röntgenkontrastmitteln beim
Menschen.
Zeitschr. Kreisl. Forsch. 55 (1966) 91 - 97
79. SIEGENTHALER, W.:
Klinische Pathophysiologie.
Thieme, Stuttgart 1970
80. SIGEL, A.:
Chirurgische Gefäßanatomie der Niere.
In: Fortschritte der Chirurgie 2,
S. 131 - 207.
Karger, Basel 1961
81. SILVERMANN, N.R.:
Television fluorodensitometry.
Invest. Radiol. 5 (1970) 35 - 43
82. SHERWOOD, T., J.P. LAVENDER ET AL.:
Renal magnification angiograms in the dog.
Br. J. Radiol. 42 (1969) 241 - 246
83. SOVAK, M., M.C. ZISKIN, A. OIGARD ET AL.:
Lipiodol droplets in cineradiographic
quantitation of pulsatile and non - pulsatile
blood flow.
Invest. Radiol. 6 (1971) 141 - 145

84. STARK, D., H. FRICK:
Repetitorium anatomicum.
Thieme, Stuttgart 1967
85. STIEVE, F.E.:
Röntgenfernsehen.
Ärztl. Forsch. 18 (1964) 454 - 459
86. STIEVE, F.E., L. WIDENMANN ET AL.:
Über Kontrastbegriffe in der Radiologie und
ihre Definition.
Röntgenblätter 20 (1967) 131 - 147
87. SWART, B., W. DINGENDORF:
Experimenteller Beitrag zur optimalen
Gefäßdarstellung.
Röfo. 97 (1962) 637 - 648
88. TAENZER, V., H.-J. HERMS:
Kontrastmittelelimination bei Nieren-
insuffizienz.
Radiologe 9 (1969) 367 - 371
89. TAENZER, V., K. KOLB, H.-J. HERMS:
Zur Ausscheidungskinetik größerer
Kontrastmittelmengen.
Med. Mitteil. 28 (1967) 8 - 9
90. TAFUR, D. ET AL.:
Druckwellenlaufzeit im Katheter.
Circulation 30 (1964) 383 - 385

91. TIMM, C.:
Zur Methodik der Untersuchung mit
Kontrastblut.
Röfo. 71 (1949) 837
92. THURAU, K.:
Blutkreislauf der Niere.
Verh. dtsh. Ges. Kreisf. Forsch.
33 (1967) 1 - 16
93. WEISSLEDER, H., H. KIEFER:
Erfahrungen mit Urovison in der angio-
graphischen Diagnostik.
Med. Mitteil. 27 (1966) 15 - 23
94. WELLAUER, J., J.P. STUCKY, N. SCHAD:
Erfahrungen mit der intermittierenden
Kontrastmittel-Injektion in das Herz
und die großen Gefäße.
In: Angiographie und ihre Leistungen, hsg.
von K.E. LOOSE.
Thieme, Stuttgart 1968
95. WETTERER, E., TH. KENNER:
Grundlagen der Dynamik des Arterienpulses.
Springer, Berlin - Heidelberg - New York 1968
96. WIDENMANN, L.:
Die Strahlenbelastung bei der Röntgen-
kinematographie.
Radiologe 10 (1970) 367 - 372

97. WIDMER, L.K.:
Zur Strömungsgeschwindigkeit in kleinsten
peripheren Arterien.
Arch. Kreisl. Forsch. 27 (1957) 54 - 81
98. YELLIN, E.L.:
Laminar - turbulent transition process in
pulsatile blood flow.
Circulation research 19 (1966) 791 - 799
99. ZIMMERMANN, H.:
Über die Stellung der Röntgenkinemato-
graphie in der Klinik.
Ärztl. Forsch. 16 (1962) 231 - 238
100. ZIMMERMANN, H.:
Der Koronarkreislauf im Kineangiogramm.
Habilitationsschrift a. d. Universität
München 1965
101. ZISKIN, M., C.G. REVESZ ET AL.:
Spatial frequency spectra of radiographic
images.
Radiology 98 (1971) 507 - 517
102. ZSEBÖK, Z.B., L. SZLAVY:
Über die Toxizitätsprobleme bei angio-
graphischen Kontrastmitteln.
Int. J. clin. Pharmacol. 32 (1970) 157 - 162

Herrn Prof. Dr. J. L i s s n e r danke ich dafür, daß ich die Arbeit an seiner Klinik durchführen konnte.

Bei Herrn Prof. Dr. F. E. S t i e v e bedanke ich mich besonders, weil er mich zur Bearbeitung dieses Themas ermuntert und mich dabei stets unterstützt hat.

Mein Dank gilt auch Herrn Priv.-Doz. Dr. U. K l e i n , Herrn Dr. H. H ä n d l e , Herrn Dr. R. B a r t l und Herrn Dr. W. K r o l l für die Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen.

Herrn Prof. Dr. F. H e u c k und Herrn Dr.-Ing. D. D e c k e r vom Institut für Biomedizinische Technik an der Universität Stuttgart, bin ich für die Übernahme der vergleichenden Untersuchungen zu Dank verpflichtet.

Für die freundliche Hilfe bei den Untersuchungen möchte ich mich bei FrI. L. W i d e n m a n n und bei FrI. B. G ü n d e l bedanken, sowie bei FrI. U. S c h r e i b e r für die Unterstützung bei den photographischen Arbeiten.

LEBENS LAUF

Am 30. November 1947 wurde ich als Sohn des Facharztes für Chirurgie Dr. Ulrich Mayr und seiner Ehefrau Anna, geb. Haselberger, in Augsburg geboren.

Von 1954 bis 1955 besuchte ich die Volksschule in Augsburg, anschließend bis 1958 die Volksschule in Pfronten/Allgäu. Im September 1958 trat ich in das Humanistische Gymnasium bei St. Stephan in Augsburg ein, wo ich 1967 die Reifeprüfung ablegte. Im gleichen Jahr begann ich an der Ludwig Maximilians-Universität in München das Medizinstudium, das ich 1973 mit dem medizinischen Staatsexamen abschloß.

Als Medizinalassistent war ich vom 1.10.1973 bis zum 31.1.1974 und vom 1.6.1974 bis zum 20.8.1974 auf der Chirurgischen Abteilung, vom 1.2.1974 bis zum 31.5.1974 auf der Internen Abteilung des Krankenhauses St. Vinzenz in Pfronten tätig. Den Rest meiner Medizinalassistentenzeit leistete ich auf der Gynäkologischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Lindenberg im Allgäu ab, wo ich anschließend noch bis zum 31.1.1975 als Assistent beschäftigt war. Seit dem 3.2.1975 leiste ich meine Wehrpflicht als Stabsarzt ab.

